



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

**Tesis Doctoral**

**Síntesis de mecanismos con algoritmos evolutivos  
para aplicaciones médicas**

Programa de Doctorado:

Ingeniería Mecánica y Eficiencia Energética

Autor: ALEX BATALLER TORRAS


Directores: DR. JUAN ANTONIO CABRERA CARRILLO  
DR. JUAN JESÚS CASTILLO AGUILAR

Abril 2018



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

AUTOR: Alex Bataller Torras

 <http://orcid.org/0000-0003-0324-1777>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización  
pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): [riuma.uma.es](http://riuma.uma.es)



A mi mentor Antonio Simón. Sin él esta Tesis no existiría.

A mi director Juan A. Cabrera por su apoyo e inestimable ayuda.

A mi director Juan J. Castillo por su ayuda para mejorar este documento.

A mi compi Antonio J. Guerra por animarme a realizar esta Tesis.

A mi compañero Fernando Nadal por sus críticas constructivas y ayuda técnica.

Gracias a todos vosotros, amigos.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



# Resumen

---

El objeto de la presente Tesis es la aplicación de técnicas de síntesis de mecanismos al diseño de dispositivos médicos, destinados a mover de forma controlada alguna parte del cuerpo, con el fin de poder fabricar dispositivos personalizados para cada paciente. Se distingue entre los dispositivos que realizan el movimiento por medio de mecanismos articulados y aquellos que utilizan levas para controlar el desplazamiento. A lo largo del trabajo se presenta una metodología genérica que puede ser aplicada para el diseño de cualquier dispositivo de este tipo.

Se han realizado tres aplicaciones prácticas de la metodología propuesta. Entre los dispositivos que se mueven con mecanismos articulados, se ha diseñado un exoesqueleto para la rehabilitación de un dedo de la mano y un exoesqueleto para mover todos los dedos de la mano a excepción del pulgar. Entre los que se mueven por medio de levas, se ha desarrollado un dispositivo de avance mandibular para el tratamiento de la apnea del sueño.

La personalización de los exoesqueletos permite simplificar y abaratar los dispositivos, lo cual debería ayudar a popularizar su uso. En la actualidad, el precio y la sofisticación de los exoesqueletos es tan elevada que es excepcional encontrarlos, incluso en centros de rehabilitación especializados.

Por otra parte, la personalización de los dispositivos para el tratamiento de la apnea del sueño teniendo en cuenta el comportamiento cinemático de la mandíbula del paciente, aumenta la efectividad del tratamiento. Al controlar el avance de la mandíbula en función de la apertura de la boca, se garantiza que no existe retrusión en ningún momento, evitando de este modo el colapso de las vías superiores.

En general, el diseño de los dispositivos empieza con un estudio cinemático de la parte del cuerpo afectada para poder desarrollar un modelo cinemático de la misma y definir los datos necesarios para resolver el problema. Se le da especial relevancia al

hecho de que los datos sean sencillos de obtener. En el caso del dispositivo mandibular se desarrollan dos métodos diferentes para resolver el problema cinemático de posición en función de los datos de los que se dispone. En general, la mejor opción es poder medir las distancias y ángulos necesarios en una radiografía o un escáner. En el caso de los exoesqueletos, es necesario realizar además un video del movimiento del paciente para medir, en distintos fotogramas, las posiciones deseadas a lo largo de un ciclo.

Una vez desarrollado el modelo cinemático, el siguiente paso es definir un problema de optimización. La solución de este problema será un sistema mecánico adaptado a las características del paciente. Para su resolución se utiliza un algoritmo evolutivo desarrollado en el grupo de investigación IMMA de la Universidad de Málaga, cuyo funcionamiento se explica en esta Tesis.

En el proceso de diseño de los exoesqueletos, se utiliza el software de síntesis y análisis de mecanismos WinMecC, también desarrollado por el grupo IMMA de la Universidad de Málaga. Este software resulta de gran utilidad para abordar la síntesis de tipo y definir la topología del mecanismo articulado que ha de ser empleado en cada caso según el movimiento que se desea reproducir. También se utiliza WinMecC para validar los resultados obtenidos.

Finalmente, los dispositivos se modelan con un software paramétrico de modelado de sólidos, que además de permitir simular su funcionamiento, permite generar los ficheros necesarios para fabricar el dispositivo con una impresora 3D. En el caso del exoesqueleto para la mano, se ha realizado el modelado, de manera que el resultado de la impresión es el sistema mecánico del exoesqueleto completamente montado.

# Índice general

---

<b>1. Introducción.....</b>	<b>1</b>
1.1. Antecedentes.....	1
1.1.1. Exoesqueletos para la mano.....	2
1.1.2. Dispositivos de avance mandibular.....	3
1.2. Objetivos.....	3
1.3. Estructura de la Tesis.....	5
<b>2. Estado de la Técnica.....</b>	<b>9</b>
2.1. Exoesqueletos para la rehabilitación de la mano.....	10
2.1.1. Tipos de dispositivos .....	10
2.1.2. Grados de libertad.....	12
2.2. Dispositivos de avance mandibular para el tratamiento de la apnea obstructiva.....	15
2.3. Síntesis de mecanismos con algoritmos evolutivos .....	19
2.3.1. Algoritmo de Evolución Diferencial.....	21
2.3.2. Síntesis de mecanismos planos articulados .....	24
2.3.3. Síntesis de levas .....	24
<b>3. Metodología propuesta .....</b>	<b>27</b>
3.1. Diseño de dispositivos médicos personalizados .....	27
3.1.1. Exoesqueletos basados en mecanismos articulados .....	30
3.1.2. Dispositivos basados en levas.....	32
3.2. Aplicación del algoritmo evolutivo MUMSA .....	32

<b>4. Diseño de un exoesqueleto personalizado para la rehabilitación de un dedo .....</b>	<b>39</b>
4.1. Metodología propuesta .....	39
4.1.1. Datos de entrada y variables de diseño.....	40
4.1.2. Función objetivo .....	45
4.1.3. Aplicación del algoritmo evolutivo MUMSA .....	48
4.2. Aplicación práctica y validación de resultados .....	50
4.2.1. Datos de entrada y variables de diseño.....	50
4.2.2. Resultados .....	53
4.2.3. Estudio de la influencia en el error del posicionamiento del exoesqueleto .....	58
4.2.4. Dispositivo propuesto.....	61
<b>5. Diseño de un exoesqueleto personalizado para la mano .....</b>	<b>65</b>
5.1. Metodología propuesta .....	65
5.1.1. Datos de entrada y variables de diseño.....	66
5.1.2. Función objetivo .....	70
5.1.3. Aplicación del algoritmo evolutivo MUMSA .....	73
5.2. Aplicación práctica y validación de resultados .....	74
5.2.1. Datos de entrada y variables de diseño para el dedo índice .....	75
5.2.2. Resultados para el dedo índice.....	77
5.2.3. Datos de entrada y variables de diseño para los dedos medio, anular y meñique .....	82
5.2.4. Resultados para los dedos medio, anular y meñique.....	85
5.2.5. Dispositivo propuesto.....	93
<b>6. Diseño de un dispositivo de avance mandibular para el tratamiento de la apnea del sueño .....</b>	<b>97</b>
6.1. Metodología propuesta .....	98
6.1.1. Estudio del movimiento de la mandíbula en el espacio .....	98
6.1.2. Parámetros que intervienen en el movimiento de la mandíbula en el plano sagital .....	101
6.1.3. Obtención de los parámetros que intervienen en el movimiento de la mandíbula.....	102
6.1.3.1. Cálculo de la longitud mandibular en función de la apertura y avance de la mandíbula. ....	106

6.1.3.2.	Utilización de redes neuronales para el cálculo de la longitud mandibular en función de la apertura y avance de la mandíbula .....	114
6.1.3.3.	Otros parámetros necesarios para crear un modelo cinemático de la mandíbula .....	116
6.1.4.	Modelo cinemático simplificado del movimiento mandibular .....	121
6.1.4.1.	Modelo cinemático para los pacientes de los que no se dispone de una radiografía .....	124
6.1.4.2.	Modelo cinemático para los pacientes con radiografía o escaner .....	126
6.1.5.	Diseño óptimo de la leva .....	128
6.1.5.1.	Diseño de una leva fija situada en el maxilar superior.....	134
6.1.5.2.	Diseño de una leva situada en la mandíbula .....	136
6.2.	Aplicación práctica y validación de resultados .....	140
6.2.1.	Datos de entrada.....	140
6.2.2.	Diseño óptimo de la leva .....	143
6.2.3.	Dispositivo propuesto.....	152
<b>7.</b>	<b>Conclusiones y Líneas futuras.....</b>	<b>157</b>
7.1.	Conclusiones de la Tesis .....	158
7.2.	Líneas futuras .....	161
<b>8.</b>	<b>Bibliografía.....</b>	<b>163</b>
<b>Anexo.</b>	<b>Resultados de la Tesis.....</b>	<b>173</b>
A.1.	Publicación en Q1: Evolutionary synthesis of mechanisms applied to the design of an exoskeleton for finger rehabilitation.....	174
A.2.	Publicación en Q1: Cam synthesis applied to the design of a customized mandibular advancement device for the treatment of obstructive sleep apnea.....	176
A.3.	Publicación en Q2: Determining the impact of vertical dimension on the mandibular range of motion in young adults: A consideration for the design and the construction of a mandibular advancement device .....	178
A.4.	Publicación en Q2: Determining mandibular normal range of motion in young adults: A guide for diagnosis and treatments of patients with mandibular advance devices.....	180
A.5.	Patente internacional en explotación: Intra-oral device for mandibular adjustment.....	182
A.6.	Ponencia en congreso internacional: 6th European Conference on Mechanisms Science (EUCOMES 2016) .....	184

A.7. Ponencia en congreso internacional: XIII Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica (CIBEM 2017) .....	186
A.8. Ponencia en congreso internacional: 14th World Sleep Congress .....	188

# Índice de figuras

---

Figura 2.1. Exoesqueleto Maestro del <i>Rehabilitation and Neuronal Robotics Laboratory</i> de la Universidad de Texas en Austin ( <a href="https://reneu.robotics.utexas.edu">https://reneu.robotics.utexas.edu</a> ) .....	10
Figura 2.2. Exoesqueleto comercializado por la empresa norteamericana CyberGrasp ( <a href="http://www.cyberglovesystems.com/cybergrasp">http://www.cyberglovesystems.com/cybergrasp</a> ) .....	11
Figura 2.3. Vista dorsal de los huesos de la mano izquierda. De derecha a izquierda, dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique .....	13
Figura 2.4. Esquema de las articulaciones y falanges de los dedos índice, medio, anular y meñique.....	14
Figura 2.5. Principales sistemas de acoplamiento entra la férula superior y la inferior en los dispositivos de avance mandibular de dos piezas.....	16
Figura 2.6. Dispositivo de avance mandibular Somnodent® de la empresa australiana SomnoMed ( <a href="https://somnomed.com">https://somnomed.com</a> ) .....	17
Figura 2.7. Dispositivo MicrO <sub>2</sub> ® de la empresa norteamericana ProSomnus Sleep Technologies ( <a href="http://prosomnus.com/">http://prosomnus.com/</a> ) a) Vista lateral del dispositivo. b) Vista de planta de la férula inferior .....	18
Figura 2.8 Diagrama de los procesos del algoritmo de evolución diferencial clásico .....	22
Figura 3.1 Diagrama con la metodología propuesta para el diseño de dispositivos médicos personalizados .....	28
Figura 3.2 Operadores de cruce y mutación del algoritmo .....	34
Figura 3.3 Diagrama de los procesos del algoritmo evolutivo MUMSA.....	35
Figura 3.4 Ejemplo de generación de un nuevo individuo $X_i^N$ en el algoritmo de Evolución Diferencial clásico sin operador de mutación .....	36
Figura 3.5 Ejemplo de generación de un nuevo individuo $X_i^N$ en el algoritmo de Evolución Diferencial clásico con operador de mutación .....	37

Figura 4.1 Mecanismo propuesto con las variables de diseño definidas sobre el mismo.....	41
Figura 4.2 Longitud de las falanges proximal, media y distal del dedo índice medidas sobre una radiografía.....	42
Figura 4.3 a) Anchura de las falanges medidas sobre una radiografía del dedo afectado b) Distancia entre el extremo del dedo y la piel de la mano situada entre los dedos.....	43
Figura 4.4 Coordenadas de un punto de referencia situado sobre la yema del dedo y ángulos de las falanges, medidos sobre el primer fotograma del video con el dedo extendido.....	44
Figura 4.5 Coordenadas de un punto de referencia situado sobre la yema del dedo y ángulos de las falanges, medidos sobre un fotograma correspondiente al dedo flexionado.....	44
Figura 4.6 Mecanismo obtenido. Trayectoria seguida por el punto de referencia de la yema del dedo (trayectoria deseada) frente a la trayectoria descrita por el punto <i>F</i> del mecanismo (trayectoria generada) .....	54
Figura 4.7 Ángulos de las falanges del dedo (ángulos medidos) frente a los ángulos descritos por las falanges del mecanismo y por el segmento BC (ángulos generados).....	55
Figura 4.8 Evolución del error de posición del punto de referencia situado en la yema del dedo, error de los ángulos de posición de las falanges y error total.....	56
Figura 4.9 Parámetros estadísticos a lo largo de 20.000 iteraciones cuando el algoritmo MUMSA se ejecuta 100 veces .....	56
Figura 4.10 Error de la mejor solución del mismo problema para 100 ejecuciones del algoritmo MUMSA .....	57
Figura 4.11 Trayectoria seguida por el punto de referencia del dedo con los apoyos $O_2$ y $O_4$ del mecanismo en la posición correcta y con los apoyos avanzados 1mm y 2mm hacia el extremo.....	59
Figura 4.12 Ángulos de las falanges del mecanismo para la posición correcta de los apoyos $O_2$ y $O_4$ del mecanismo y con los apoyos avanzados 1mm y 2mm hacia el extremo .....	60
Figura 4.13 Modelo paramétrico desarrollado en SolidWorks® .....	61
Figura 4.14 Dispositivo fabricado con una impresora 3D con un esquema cinemático del mecanismo superpuesto sobre el mismo.....	62
Figura 5.1 Mecanismo propuesto con las variables de diseño definidas sobre el mismo.....	67
Figura 5.2 Medición de la longitud de la falange media con ayuda de un pie de rey .....	69
Figura 5.3 Medición de los ángulos de las falanges de los dedos de la mano sana en un fotograma de un video, con ayuda del programa Kinovea®.....	69



Figura 5.4 Mecanismo sintetizado con la trayectoria seguida por su punto <i>I</i> (trayectoria generada) y las posiciones de la yema del dedo del paciente representadas con círculos .....	79
Figura 5.5 Evolución del error del mecanismo solución para el problema del dedo índice .....	80
Figura 5.6 Representación del error a lo largo de 10.000 iteraciones, agrupadas en 20 conjuntos de 50, cuando el algoritmo se ejecuta 100 veces con el problema del dedo índice .....	81
Figura 5.7 Posición angular de las falanges medidas para el dedo del paciente frente a los ángulos generados por las falanges del mecanismo .....	81
Figura 5.8 Los puntos en forma de triángulo muestran los valores de la función objetivo en las 16 posiciones estudiadas. El error de posición de la segunda falange se ha representado con un círculo y el de la tercera falange con un cuadrado .....	82
Figura 5.9 Esquema cinemático del mecanismo optimizado para el dedo medio .....	86
Figura 5.10 Esquema cinemático del mecanismo optimizado para el dedo anular .....	86
Figura 5.11 Esquema cinemático del mecanismo optimizado para el dedo meñique .....	86
Figura 5.12 Posiciones angulares de las falanges medidas para el dedo del paciente frente a los ángulos generados por el mecanismo del dedo medio para las mismas .....	88
Figura 5.13 Posiciones angulares medidas para las falanges del paciente frente a los ángulos descritos por las mismas falanges del mecanismo del dedo anular .....	89
Figura 5.14 Posiciones angulares de las falanges del paciente frente a los ángulos descritos por las mismas falanges del mecanismo del dedo meñique .....	89
Figura 5.15 Representación para el dedo medio del valor de la función objetivo (triángulos) y de las componentes del error debidas a la falange media (círculos) y a la falange distal (cuadrados) .....	90
Figura 5.16 Valores de la función objetivo para el dedo anular (triángulos) y de las componentes del error debidas a la falange media (círculos) y a la falange distal (cuadrados) .....	91
Figura 5.17 Representación de la función objetivo para el dedo meñique (triángulos) y de las componentes del error debidas a la falange media (círculos) y a la falange distal (cuadrados) .....	91
Figura 5.18 Evolución del error a lo largo de 1000 iteraciones del mejor mecanismo obtenido para el dedo anular .....	92
Figura 5.19 Representación del error obtenido a lo largo de 1000 iteraciones en 100 ejecuciones del algoritmo para el problema del dedo anular .....	93
Figura 5.20 Modelo paramétrico desarrollado en SolidWorks®. A la izquierda se muestra la caja soporte, mientras que a la derecha están los cuatro mecanismos con sus motores .....	94

Figura 6.1 Modelo en 3D de la mandíbula y la unión temporomandibular. El diagrama de Posselt muestra los bordes del área donde se puede mover el incisivo inferior .....	98
Figura 6.2 Esquema de la mandíbula con los seis grados de libertad de su movimiento en el espacio. Ejes de giro y traslación .....	99
Figura 6.3 Enlaces de la mandíbula con el maxilar que restringen su movimiento en el espacio. Cada articulación temporomandibular elimina un grado de libertad y cada conjunto leva-seguidor elimina otro grado de libertad .....	100
Figura 6.4 Esquema del movimiento de la mandíbula .....	102
Figura 6.5 Galga de George. Fuente: <a href="http://www.orthoapnea.com">www.orthoapnea.com</a> .....	103
Figura 6.6 Escáner de un paciente con los parámetros que deben ser medidos para poder definir el modelo cinemático de la mandíbula Fuente: Laboratorio Ortuplus S.L. ....	104
Figura 6.7 Radiografía del mismo paciente que la figura anterior, con otros parámetros para definir el modelo cinemático de la mandíbula. Fuente: Laboratorio Ortuplus S.L. ....	105
Figura 6.8 Relación entre la rotación de la mandíbula y la traslación del cóndilo.....	107
Figura 6.9 Escáner y radiografía de cada lado de la mandíbula de uno de los individuos objeto de este estudio. Fuente: Laboratorio Ortuplus S.L. ....	109
Figura 6.10 Medida de la distancia entre los incisivos superior e inferior con una regla.....	110
Figura 6.11 Marca en el incisivo inferior para medir el valor de la sobremordida.....	111
Figura 6.12 Imagen de MatLab® que esquematiza el tipo de red neuronal utilizado.....	114
Figura 6.13 Radiografía con los parámetros estudiados: <i>AFRO</i> , ángulo entre el plano de Frankfort y el plano oclusal; <i>AFF</i> , ángulo entre la fosa articular y el plano de Frankfort; <i>AFO</i> , ángulo entre la fosa articular y el plano oclusal; <i>ML</i> , longitud mandibular.....	116
Figura 6.14 Definición de los planos de Frankfort y oclusal .....	117
Figura 6.15 a) Método “best-fit line” para medir el ángulo de inclinación de la curva de la fosa articular b) Método “top-roof line” para medir el ángulo de inclinación de la fosa.....	118
Figura 6.16 Esquema del mecanismo utilizado para simular la unión temporomandibular y el movimiento de la mandíbula .....	121
Figura 6.17 Esquema cinemático de la mandíbula en las posiciones de máxima retrusión y protrusión.....	122
Figura 6.18 Esquema cinemático de la mandíbula en las posiciones de máxima retrusión y protrusión. El ángulo $\alpha$ es conocido mientras que la posición de la recta $C_{re}-C_{pr}$ es desconocida .....	124
Figura 6.19 Trayectoria del cóndilo definida por el segmento $C_{Re}-C_{Pr}$ .....	126

Figura 6.20 Esquema cinemático de la mandíbula en las posiciones de máxima retrusión y protrusión. La posición en el plano de la recta que pasa por $C_{re}-C_{pr}$ es conocida.....	127
Figura 6.21 Definición de la trayectoria deseada para el incisivo inferior por medio de los puntos $\{P_1, \dots, P_9\}$ .....	128
Figura 6.22 Centro Instantáneo de Rotación de la mandíbula cuando el incisivo inferior se mueve desde el punto $P_1$ al punto $P_9$ .....	130
Figura 6.23 Centros Instantáneos de Rotación de los ocho desplazamientos realizados por el incisivo inferior cuando este se mueve del punto $P_1$ al punto $P_9$ .....	131
Figura 6.24. Perfil de una leva unida al maxilar superior que fuerza a la mandíbula a moverse de manera que el incisivo inferior sigue la trayectoria deseada, desde $P_1$ a $P_9$ .....	134
Figura 6.25 Primer y último puntos de contacto entre el seguidor y la leva, $FC_{P_1}$ y $FC_{P_9}$ respectivamente, para un seguidor que gira con la mandíbula .....	135
Figura 6.26. Secuencia de las posiciones de la mandíbula, empujada por una leva fija unida al maxilar, para las nueve posiciones del incisivo inferior .....	136
Figura 6.27. Trayectoria relativa del centro del seguidor respecto a la mandíbula .....	137
Figura 6.28. Perfil de la leva que se mueve con la mandíbula empujada por un seguidor fijo unido al maxilar superior.....	138
Figura 6.29 Primer y último puntos de contacto entre el seguidor y la leva, $FC_{P_1}$ y $FC_{P_9}$ respectivamente, para un seguidor fijo .....	138
Figura 6.30. Secuencia de las posiciones de la mandíbula empujada por un seguidor fijo, unido al maxilar, para las nueve posiciones deseadas para el incisivo inferior .....	139
Figura 6.31 Escáner del paciente donde se aprecian claramente los parámetros necesarios para definir el modelo cinemático de la mandíbula: longitud mandibular ( $ML$ ), radio del cóndilo ( $R_c$ ) y puntos $Q$ y $Q'$ , máximo y mínimo de la curva definida por la fosa articular.....	141
Figura 6.32 Radiografía del paciente estudiado con las mediciones realizadas.....	142
Figura 6.33 a) Modelo 3D de la mandíbula del paciente en las posiciones de máxima retrusión y protrusión. En rojo, representación de los bordes superior (1-2) y frontal (2-3) del diagrama de Posselt. En amarillo, radio de la mandíbula ( $ML$ ) en las dos posiciones. b) Trayectoria, definida con nueve puntos $\{P_1, \dots, P_9\}$ , deseada para el incisivo inferior cuando el paciente abre la boca.....	144
Figura 6.34 Dibujo a escala con la trayectoria deseada para el incisivo inferior y las curvas de Bézier que definen la trayectoria relativa del centro del seguidor y el perfil de la leva .....	149
Figura 6.35 Evolución del error de la solución del problema a lo largo de las 1000 iteraciones realizadas.....	150
Figura 6.36 Representación estadística de la evolución del error de la solución encontrada por el algoritmo en 100 ejecuciones .....	151

Figura 6.37 Representación estadística de la evolución del error para 100 ejecuciones entre las iteraciones 200 y 1000.....	151
Figura 6.38 (a) Férula inferior con las levas. (b) Férula superior con los seguidores....	152
Figura 6.39 Secuencia de tres levas diferentes (1, 2 y 3) diseñadas para el mismo paciente a partir de valores distintos de protrusión inicial y apertura máxima permitida .....	154

# Índice de tablas

---

Tabla 4.1 Datos de entrada y variables de diseño del problema de síntesis .....	42
Tabla 4.2 Valores medidos en el video que representan las coordenadas deseadas para el punto $F$ y los ángulos deseados para cada una de las falanges en el mecanismo a sintetizar .....	51
Tabla 4.3 Resultados obtenidos tras resolver el problema de síntesis. En la parte inferior de la tabla se incluye el valor del error calculado con las ecuaciones (4.1) y (4.8).....	54
Tabla 4.4 Valor de los términos de la función de error cuando los apoyos $O_2$ y $O_4$ se montan correctamente y cuando desplazan hacia adelante 1mm y 2mm.....	60
Tabla 5.1 Datos de entrada y variables de diseño del problema de síntesis .....	68
Tabla 5.2 Ángulos medidos para las falanges proximal, media y distal del dedo índice respecto a la horizontal .....	75
Tabla 5.3 Resultados obtenidos para el dedo índice. En la parte inferior de la tabla se incluye el valor del error calculado con la ecuación (5.2) .....	78
Tabla 5.4 Ángulos medidos ( $\theta_{PH1d}$ , $\theta_{PH2d}$ , $\theta_{PH3d}$ ), comparados con los generados por el mecanismo ( $\theta_{PH1g}$ , $\theta_{PH2g}$ , $\theta_{PH3g}$ ) para las 16 posiciones analizadas.....	79
Tabla 5.5 Límites del valor inicial de las variables utilizados para optimizar los mecanismos de los dedos medio, índice y meñique .....	84
Tabla 5.6 Resultados obtenidos para los dedos medio, anular y meñique. En la parte inferior de la tabla se incluye el valor del error para cada mecanismo calculado con la ecuación (5.2) .....	85
Tabla 5.7 Posiciones angulares de los eslabones 2 y 4 para las posiciones inicial (1), intermedia (8) y final (16) en cada mecanismo.....	87

Tabla 5.8 Ángulos deseados para las falanges media y distal ( $\theta_{PH2d}$ , $\theta_{PH3d}$ ), comparados con los generados por los mecanismos de los dedos medio, anular y meñique ( $\theta_{PH2g}$ , $\theta_{PH3g}$ ) en las 16 posiciones analizadas .....	88
Tabla 6.1 Valores de apertura y avance máximos medidos para los 20 sujetos objeto del estudio .....	112
Tabla 6.2 Errores en el cálculo de la longitud mandibular para 20 individuos con distintos métodos. La columna género indica F para femenino y M para masculino.....	115
Tabla 6.3 Valores medidos para la longitud mandibular ( $ML$ ), ángulo de la fosa articular con el plano de Frankfort ( $AFF$ ), ángulo entre plano de Frankfort y el plano oclusal ( $AFRO$ ), y ángulo entre la fosa articular y el plano oclusal ( $AFO$ ).....	119
Tabla 6.4 Datos del problema: Posición del centro del seguidor ( $x_{FP1}$ , $y_{FP1}$ ), radio del seguidor ( $R_s$ ), longitud mandibular ( $ML$ ), máximo y mínimo de la curva del cóndilo ( $Q$ , $Q'$ ), radio del cóndilo ( $R_c$ ), máxima apertura de la boca ( $MO$ ), protrusión ( $Pr$ ) y retrusión ( $Re$ ).....	142
Tabla 6.5 Coordenadas cartesianas de nueve puntos situados sobre la trayectoria deseada para el incisivo inferior cuando el paciente abre la boca [mm] .....	145
Tabla 6.6 Coordenadas $x$ e $y$ del centro del seguidor respecto a la mandíbula .....	145
Tabla 6.7 Parámetros de la curva de Bézier que reproduce la trayectoria del centro del seguidor respecto a la mandíbula. En gris se han representado los valores conocidos inicialmente.....	147
Tabla 6.8 Parámetros necesarios para el diseño de la leva: ángulo de la tangente a la trayectoria relativa del centro del seguidor ( $\varphi$ ) y coordenadas $X$ , $Y$ de los puntos de contacto entre la leva y el seguidor .....	147
Tabla 6.9 Parámetros de la curva de Bézier para el perfil de la leva. En gris se han representado los valores conocidos inicialmente y en blanco los obtenidos con el proceso de optimización.....	149

# 1

## Introducción

---

Este trabajo se centra en el uso de técnicas de síntesis de mecanismos para aplicaciones médicas. El objetivo es el diseño de dispositivos mecánicos que permitan la fabricación de exoesqueletos, ortesis o férulas de bajo coste personalizados para cada paciente. Para ello, se propone utilizar técnicas de optimización de mecanismos mediante algoritmos evolutivos. La aplicación de los dispositivos mencionados podría ser muy variada. Para esta tesis nos centraremos en el diseño de exoesqueletos para la rehabilitación uno o varios dedos de la mano tras una lesión y una férula para tratamiento de la roncopatía y la apnea obstructiva.

### 1.1. Antecedentes

En la actualidad existen numerosos sistemas mecánicos desarrollados para aplicaciones médicas en forma de exoesqueletos, férulas u ortesis externas. En todos los casos estos dispositivos se encargan de realizar movimientos controlados de una parte del cuerpo humano. A continuación nos centramos en los exoesqueletos para el movimiento de los dedos de la mano y los dispositivos de avance mandibular.

### 1.1.1. Exoesqueletos para la mano

La mayoría de los exoesqueletos del mercado para mover los dedos de la mano han sido desarrollados para ayudar a la recuperación de la movilidad tras sufrir un accidente cerebrovascular [1], [2], [3], [4]. El objetivo es realizar movimientos activos controlado por el propio paciente, ayudándole a realizar tareas rutinarias. Estos dispositivos son complejos, ya que disponen de un número elevado de grados de libertad, lo que obliga a montar numerosos motores y complica su control. Además, incorporan sensores que detectan la intención del paciente de realizar un determinado movimiento y le ayudan a ejecutarlo aumentando la fuerza realizada.

En menor grado, los exoesqueletos son utilizados para ayudar a la rehabilitación de dedos de la mano lesionados tras un accidente, bien con movimiento pasivo [5], [6] o bien con movimiento activo [7]. Los primeros realizan el movimiento pasivo de los dedos dañados sustituyendo o complementando la labor del fisioterapeuta. Estos dispositivos no necesitan montar sensores, ya que el paciente no debe realizar fuerza, sino simplemente dejar que el dispositivo le mueva el dedo sin oponer resistencia.

La mayoría de los exoesqueletos para mover los dedos de la mano se han diseñado para actuar sobre varios dedos a la vez, lo cual obliga a diseñar el dispositivo de modo que no se ocupe espacio a los lados de los dedos. Para conseguirlo, los eslabones se sitúan en el dorso de la mano y por encima de los dedos. De este modo se evita la colisión entre los dedos del exoesqueleto al realizar el movimiento de flexión.

Además, para evitar el peso de los motores en las articulaciones de los dedos, en la mayoría de los dispositivos el movimiento se transmite por medio de cables unidos a un conjunto de motores situados en la zona superior del antebrazo. Esto obliga a que los eslabones y sus articulaciones sean accesibles por el dorso de la mano. En algunos casos el conjunto es tan voluminoso y pesado, que es necesario disponer de una caja colocada en el suelo o sobre una mesa donde se alojan los motores, el control y las baterías.

Los dispositivos de este tipo disponibles en el mercado son caros y están al alcance de muy pocas personas o instituciones. En España, el hecho de que un centro sanitario especializado en rehabilitación disponga de algún exoesqueleto para ayudar en los tratamientos, es algo excepcional.

En general, estos exoesqueletos son ajustables dentro de un rango limitado a distintos tamaños de dedos y manos, pero en ningún caso se fabrican a medida para cada paciente. Tampoco existen en la actualidad exoesqueletos que puedan actuar como férula para inmovilizar el dedo, lo cual podría permitir aplicar el movimiento pasivo en las horas siguientes a la operación. Para ello, el exoesqueleto debería “encapsular” el dedo, envolviéndolo para asegurar su inmovilización. Esto impediría el uso del dispositivo en dedos adyacentes, ya que se producirían interferencias entre ellos al realizar el movimiento de flexión. El uso de este tipo de dispositivo estaría por tanto limitado a un solo dedo.



La aplicación de la síntesis de mecanismos al diseño de este tipo de exoesqueletos, podría facilitar la fabricación de dispositivos a medida con impresoras 3D mucho más sencillos y económicos que los actuales. Esto ayudaría a su popularización y permitiría al paciente realizar ejercicios de rehabilitación en su propio domicilio durante sesiones cortas, varias veces al día, algo inviable con las actuales visitas al fisioterapeuta. También podría facilitar el acceso a estas técnicas de rehabilitación a aquellas personas que viven en lugares remotos y no pueden visitar a un fisioterapeuta.

### 1.1.2. Dispositivos de avance mandibular

Otro tipo de dispositivos diferentes, pero también basados en mecanismos, son las férulas para conseguir un avance controlado de la mandíbula en función de la apertura de la boca. Su objetivo es solucionar los problemas de roncopatía y apnea obstructiva [8], [9] por medio de la apertura de las vías aéreas superiores.

La mayoría de estos dispositivos intraorales disponen de una férula que se fabrica a medida para los dientes de cada paciente, pero el mecanismo que asegura el avance de la mandíbula es en todos los casos estándar, disponiendo de algún tipo de ajuste para controlar el avance inicial. En la actualidad no existen dispositivos que sean fabricados a medida para cada uno de los pacientes teniendo en cuenta el comportamiento cinemático de su mandíbula. Sin embargo, dicho comportamiento difiere notablemente entre distintos pacientes [10], [11].

Aunque este tipo de dispositivos tiene un alto grado de aceptación por parte de los pacientes, algunos no toleran su uso. Un aspecto que influye para este rechazo es que muchos de los dispositivos son intrusivos, existiendo algún objeto metálico en contacto con la lengua. Otro aspecto que limita a la comodidad es que impiden la apertura de la boca o la restringen a pocos milímetros.

Una vez más, la aplicación de la síntesis de mecanismos al diseño de férulas para el tratamiento de la roncopatía y apnea obstructiva, podría permitir la fabricación de dispositivos adaptados a la fisionomía de cada paciente, garantizando su efectividad y reduciendo el rechazo de algunos pacientes a su utilización.

A pesar de las ventajas mencionadas, en la actualidad la síntesis de mecanismos no se utiliza para el diseño de los dispositivos descritos anteriormente.

## 1.2. Objetivos

El objetivo de esta Tesis es, mediante la aplicación de la síntesis de mecanismos, definir un método que permita el diseño de exoesqueletos y férulas personalizados para

cada paciente, más sencillos, económicos y fáciles de fabricar que los disponibles actualmente en el mercado.

El trabajo se centra en la aplicación de técnicas evolutivas de síntesis de mecanismos a tres dispositivos diferentes. En primer lugar, se desarrolla un exoesqueleto para la rehabilitación de un dedo de la mano tras sufrir un accidente o tras una operación de tendón, mediante movimiento continuo pasivo [12]. Este dispositivo actúa abrazando el dedo a modo de férula inmovilizadora sobre un único dedo y le transmite movimiento cuando se desea. En segundo lugar, se diseña un exoesqueleto para mover todos los dedos de la mano, a excepción del pulgar. Este dispositivo actúa por encima de los dedos para evitar interferencias al cerrar la mano y puede mover todos los dedos en paralelo, o cada uno de ellos con un movimiento independiente. Finalmente, se propone un nuevo dispositivo de avance mandibular para el tratamiento de la roncopatía y apnea obstructiva, que tiene en cuenta las características cinemáticas de la mandíbula del paciente.

A continuación, se presentan los objetivos marcados de forma más detallada:

- Encontrar el mínimo número de medidas que hay que obtener del paciente para poder diseñar un dispositivo adaptado a su fisionomía. Para ello será necesario realizar un modelo cinemático de la parte del cuerpo a la que se debe adaptar el dispositivo. Estas medidas deberían poder realizarse de forma simple y empleando los mínimos recursos posibles.
- Generar un modelo paramétrico del dispositivo que se adapte a las medidas de cada receptor. Para ello, se aplicarán técnicas de síntesis dimensional de mecanismos con algoritmos evolutivos. Será necesario cubrir los siguientes apartados:
  - Definir la topología de un mecanismo que pueda realizar el movimiento deseado con el mínimo número de grados de libertad posible.
  - Delimitar los datos de entrada del problema, las variables de diseño, la función objetivo, los límites admisibles para las variables y las restricciones del problema. Los datos de entrada y la función objetivo deben definirse con las medidas obtenidas para cada paciente.
  - Resolver el problema con un algoritmo eficiente que permita llegar a una solución válida en un tiempo reducido.
- Diseñar el dispositivo para su fabricación con una impresora 3D. Esto implica que el modelo paramétrico del dispositivo se debe construir teniendo en cuenta las características del material y de la propia impresora. El objetivo es conseguir que el dispositivo se fabrique directamente con los eslabones unidos por medio de sus enlaces cinemáticos, eliminando en lo posible el montaje manual de diferentes piezas.

### 1.3. Estructura de la Tesis

Este documento se ha organizado en nueve capítulos, incluyendo esta introducción. A lo largo de los capítulos se propone una metodología y se aplica al diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación de un único dedo de la mano tras una lesión, un exoesqueleto para mover varios dedos de la mano y un dispositivo de avance mandibular para el tratamiento de la apnea obstructiva del sueño.

A continuación se incluye una breve explicación de los temas tratados en cada capítulo:

#### **Capítulo 2: Estado de la técnica.**

Se hace un repaso de los principales dispositivos existentes en el mercado. En primer lugar se estudian las características de los exoesqueletos para la rehabilitación del movimiento de la mano, tanto activos como pasivos. Se estudia el movimiento relativo entre los distintos huesos de la mano y se analizan los diferentes modelos cinemáticos existentes para la mano, prestando especial atención a los grados de libertad de cada modelo.

Posteriormente, se estudian los distintos tipos de dispositivos de avance mandibular para el tratamiento de la apnea obstructiva. Se analizan sus principales ventajas e inconvenientes y se exponen los resultados de las principales investigaciones sobre la eficacia de estos dispositivos.

Finalmente, se resumen los conocimientos actuales sobre síntesis de mecanismos con algoritmos evolutivos, tanto para mecanismos articulados como para levas. Los primeros serán utilizados para el diseño de los exoesqueletos para los dedos de la mano, mientras que los segundos se emplearán para diseñar el dispositivo de avance mandibular.

#### **Capítulo 3: Metodología propuesta.**

En primer lugar, se presenta la metodología desarrollada en esta Tesis para el diseño de dispositivos médicos adaptados a cada paciente. Se explican los pasos a seguir: la creación de un modelo cinemático para la parte del cuerpo a tratar, la toma de datos, la definición del problema de optimización y su resolución, la simulación del resultado y la fabricación del dispositivo con una impresora 3D.

En segundo lugar, se propone la utilización de un método de optimización con algoritmos evolutivos y se explica la forma de aplicarlo.

#### **Capítulo 4: Diseño de un exoesqueleto personalizado para la rehabilitación de un dedo de la mano.**

Este capítulo empieza desarrollando un método para el diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación de un dedo de la mano tras una lesión o cirugía. Se realiza el estudio del movimiento del dedo y se propone un tipo de mecanismo que puede reproducir dicho movimiento. Continúa con el planteamiento del problema de síntesis para adaptar el comportamiento cinemático del dispositivo al comportamiento del dedo de un determinado paciente. La solución de este problema suministra los parámetros necesarios para generar un modelo virtual del exoesqueleto que permite su fabricación con una impresora 3D.

La metodología desarrollada se aplica al diseño de un exoesqueleto a partir de las mediciones de un determinado receptor. Se analizan los datos, se plantea el problema de optimización y se resuelve. Los resultados finales se importan en un modelo paramétrico 3D que permite la simulación del dispositivo y su fabricación con una impresora 3D. El estudio cubre también la motorización y control del dispositivo.

#### **Capítulo 5: Diseño de un exoesqueleto personalizado para la mano.**

En este capítulo se presenta una evolución del método anterior para diseñar un exoesqueleto que puede mover todos los dedos de la mano a excepción del pulgar. En este caso el mecanismo de partida es diferente. Esto modifica el problema de síntesis y el diseño del dispositivo en sí, ya que además de tener que mover varios dedos a la vez, no se pueden utilizar eslabones situados a los lados de los mismos para evitar la colisión entre los dedos. El uso de técnicas evolutivas de síntesis de mecanismos puede ofrecer como resultados mecanismos que siendo muy diferentes entre sí, sean todos ellos soluciones válidas para el problema. Por lo tanto será necesario controlar el funcionamiento del algoritmo, para que al optimizar los mecanismos de los exoesqueletos de los dedos de la misma mano se obtengan mecanismos parecidos.

Posteriormente se realiza una aplicación práctica de esta metodología diseñando un exoesqueleto para los dedos índice, medio, anular y pulgar de la mano de un paciente. Se parte de los datos necesarios para realizar la personalización del exoesqueleto, se resuelve el problema de optimización y se genera un modelo virtual del mismo. Al igual que en el caso anterior, se estudia la forma de motorizar y controlar el dispositivo.

#### **Capítulo 6: Diseño de un dispositivo de avance mandibular personalizado para el tratamiento de la apnea del sueño.**

En este capítulo se propone una metodología para el diseño de un dispositivo oral de avance mandibular, diseñado a medida para adaptarse al comportamiento cinemático de la mandíbula de cada paciente. Comienza con un estudio de la cinemática de la

mandíbula y proponen dos modelos cinemáticos que puede reproducir dicho comportamiento con diferentes datos. A continuación se desarrolla un método para el diseño de una férula, con una leva a cada lado de la misma, cuyo perfil en contacto con un seguidor consigue el movimiento deseado de la mandíbula del paciente cuando este abre la boca.

Una vez más, se realiza una aplicación práctica de esta metodología diseñando un dispositivo de avance mandibular para un paciente al que se ha realizado previamente una radiografía lateral de la cabeza. Una vez concluido el diseño, se estudia la forma de realizar un ajuste fino del avance de la mandíbula. Esto es necesario para ayudar al médico a encontrar el avance adecuado para el paciente en la fase inicial del tratamiento.

### **Capítulo 7: Conclusiones y líneas futuras.**

En este capítulo se recogen las conclusiones de esta Tesis y se plantean las líneas futuras de trabajo.

### **Capítulo 8: Bibliografía.**

Se incluye aquí la información de la bibliografía estudiada para desarrollar la presente Tesis.

### **Anexo: Resultados de la Tesis.**

Esta Tesis termina con una breve reseña de los resultados de la misma, varios artículos de investigación en revistas especializadas, ponencias en congresos internacionales y una patente internacional en explotación.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# 2

## Estado de la Técnica

---

En los últimos años, el uso de sistemas mecánicos para el uso médico se ha incrementado notablemente. En el caso de los exoesqueletos para mover las articulaciones del cuerpo (piernas, brazos, manos), muchos de ellos están diseñados utilizando mecanismos articulados cuyos eslabones se mueven unos respecto a otros de forma controlada. Estos sistemas suelen tener numerosos grados de libertad y por tanto, un control complejo con varios motores actuando al mismo tiempo. Para algunas aplicaciones la síntesis de mecanismos podría ayudar a disminuir el número de grados de libertad, simplificando el control y la complejidad del dispositivo.

En el caso de las férulas para el tratamiento de la apnea obstructiva del sueño, nos encontramos con dispositivos mucho más sencillos que los exoesqueletos comentados anteriormente. Hay una gran variedad de modelos fabricados por diferentes empresas. Estos dispositivos pueden ser fijos o móviles. Los primeros no permiten el movimiento de la mandíbula, mientras que los segundos permiten que el paciente abra la boca en mayor o menor medida.

A continuación se exponen los diferentes tipos de exoesqueletos para la rehabilitación de los dedos de la mano y de dispositivos de avance mandibular que existen en la actualidad. También se hace un resumen de los principales avances en síntesis de mecanismos con algoritmos evolutivos.

## 2.1. Exoesqueletos para la rehabilitación de la mano

En esta sección se hace un repaso a las características de los exoesqueletos para mover la mano que hay en la actualidad, haciendo especial hincapié en el estudio de sus grados de libertad.

### 2.1.1. Tipos de dispositivos

Hay una gran variedad de exoesqueletos diseñados para ayudar a la rehabilitación los dedos de la mano después de haber sufrido algún tipo de accidente o deterioro que limite su movimiento [7], [13], [14]. Distintos estudios han demostrado los beneficios de la utilización de estos dispositivos, tanto con movimiento activo [15] como con movimiento pasivo [12]. En el primer caso, el dispositivo ayuda a mover los dedos de la mano ejerciendo una fuerza cuando detecta que el receptor quiere moverlos. En el segundo caso, el receptor deja que el exoesqueleto mueva sus dedos sin hacer ningún tipo de esfuerzo.

Estos dispositivos son distintos en función de su aplicación. Las principales diferencias están relacionadas con los grados de libertad, el número y tipo de sensores, y el control utilizado. Existen diferentes tipos de exoesqueletos diseñados para ayudar a la rehabilitación de los dedos de la mano según el tipo de daño sufrido. Los más utilizados son los dispositivos para recuperar el movimiento de los dedos después de un accidente cardiovascular [1], [2], [3], para mejorar el movimiento de los dedos cuando el paciente se ve afectado por daños en la médula espinal [16], y para recobrar el movimiento después de una fractura o de someterse a una cirugía en los tendones de la mano [7], [5], [4], [6].

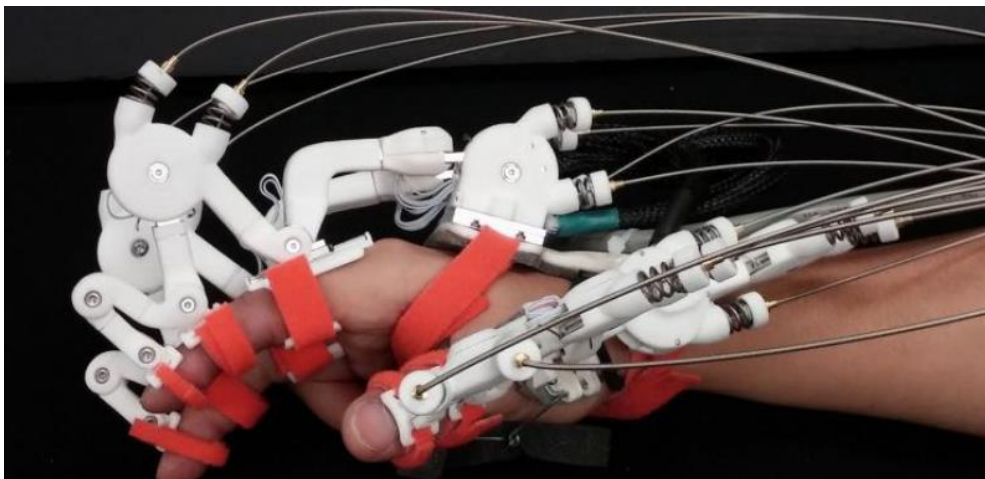


Figura 2.1. Exoesqueleto Maestro del *Rehabilitation and Neuronal Robotics Laboratory* de la Universidad de Texas en Austin (<https://reneu.robotics.utexas.edu>)



Los exoesqueletos diseñados para la recuperación del movimiento de los dedos de la mano tras sufrir un accidente cerebrovascular o una lesión medular, transmiten movimiento activo a los cinco dedos. Incluyen sensores para actuar en función de la fuerza ejercida por el paciente, ayudando al movimiento u ofreciendo una resistencia, en función del tipo de ejercicio. Algunos de ellos utilizan entornos virtuales que recrean una amplia variedad de ejercicios terapéuticos. Este entorno de trabajo motiva a los pacientes para realizar ejercicios repetitivos que muchas veces no son ejecutados correctamente por desidia o aburrimiento. Estos exoesqueletos pueden ser utilizados para tratamientos de rehabilitación con movimiento continuo pasivo. Sin embargo, no se utilizan debido a que son caros, pesados y complejos, ya que necesitan un motor con su correspondiente control por cada grado de libertad.

Para evitar el peso de los motores en las articulaciones de los dedos, estos se suelen montar en el antebrazo o en una caja independiente que se coloca en el suelo o sobre una mesa. El movimiento se transmite mediante cables (en el caso de motores eléctricos) o tubos (en el caso de motores neumáticos) que pasan por el dorso de la mano, dejando libre la palma y los laterales de los dedos. En la figura 2.1 se puede observar un exoesqueleto desarrollado por la universidad de Texas en el que el movimiento se transmite por medio de cables enfundados y muelles. La figura 2.2 muestra un exoesqueleto activo comercializado por la empresa norteamericana CyberGlove Systems movido también por medio de cables. En ambas figuras se observan los cables y actuadores situados por encima de la mano.

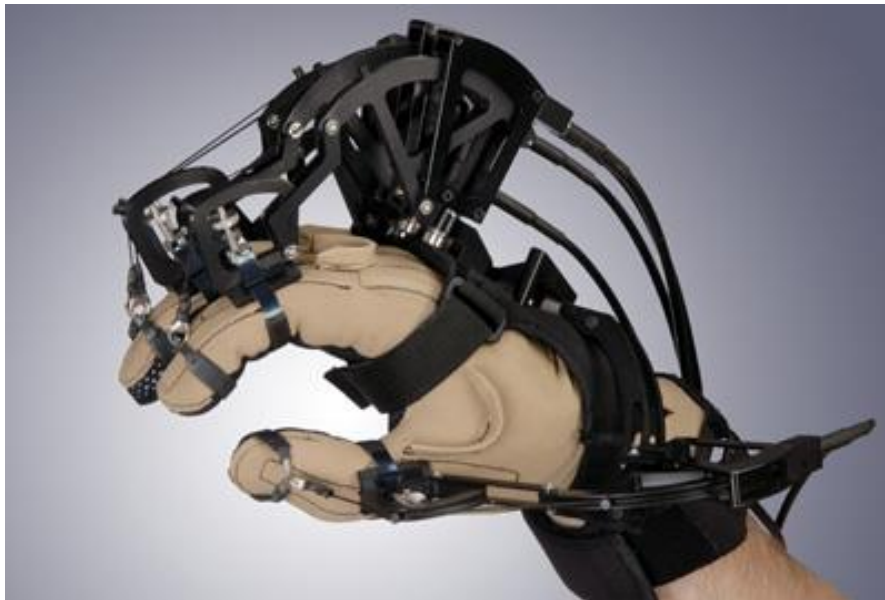


Figura 2.2. Exoesqueleto comercializado por la empresa norteamericana CyberGrasp (<http://www.cyberglovesystems.com/cyberg rasp>)

Hay pocos exoesqueletos diseñados específicamente para rehabilitar el movimiento de los dedos de la mano después de un accidente o de una operación de los tendones flexores. Esta rehabilitación se basa en transmitir movimiento pasivo continuo (CPM) [12]. Esta terapia reduce el riesgo de aparición de artrofibrosis y rigideces en articulaciones, así como edemas. Esto se consigue transmitiendo a las articulaciones movimiento pasivo con ejercicios lentos de forma repetitiva. Se empieza con una amplitud de movimiento muy pequeña en las primeras sesiones, pocas horas después de la cirugía. La amplitud se va incrementando progresivamente a lo largo de los días posteriores, hasta alcanzar el rango completo del movimiento de flexión-extensión.

Las lesiones de los dedos de la mano suelen afectar a un único dedo. Por ello, la mayoría de los dispositivos desarrollados para este tipo de rehabilitación se han diseñado para mover un solo dedo, pudiéndose ajustar a distintos tamaños y proporciones de dedos. Sin embargo, no existe ningún dispositivo que se fabrique a medida para cada paciente teniendo en cuenta las longitudes de las falanges del dedo afectado. Una limitación de los dispositivos actuales es que no se han diseñado para actuar como una férula inmovilizadora, por lo que su utilización para aplicar movimiento continuo pasivo inmediatamente después de la cirugía es complicada, ya que requiere retirar la férula inmovilizadora colocada tras la cirugía primero, y montar el dispositivo después.

### 2.1.2. Grados de libertad

La figura 2.3 representa los huesos de la mano vistos desde la parte dorsal de la mano izquierda. En ella se distinguen las cinco falanges distales, las cuatro falanges medias (el pulgar carece de ella), las cinco falanges proximales, los cinco huesos metacarpianos y los ocho huesos del carpo que forman el esqueleto de la muñeca, representados en la figura con un único contorno.

Cada una de las articulaciones entre falanges distal-media y media-proximal tiene 1 grado de libertad. Las uniones entre las falanges proximales y los huesos metacarpianos, tienen 2 grados de libertad, ya que además del movimiento de flexión-extensión, permiten también el de aducción-abducción. Por último, la unión entre el metacarpo del dedo pulgar y el trapecio (uno de los ocho huesos del carpo), tiene otros dos grados de libertad.

Por lo tanto, el movimiento de todos los dedos tiene 21 grados de libertad: 4 para cada uno de los dedos índice, anular, medio y meñique, y 5 para el dedo pulgar. Por otro lado, la muñeca tiene 6 grados de libertad, considerando su movimiento de rotación y traslación en el espacio, lo que nos da un total de 27 grados de libertad para la mano completa [17].

Si se considera la muñeca como eslabón de referencia y no se tiene en cuenta su movimiento de traslación, la mano tiene 24 grados de libertad. Estos son los grados de libertad que tienen los exoesqueletos más complejos que son capaces de reproducir el

movimiento real de los cinco dedos de la mano y el giro de la muñeca. Sin embargo, como veremos más adelante, los movimientos de las distintas partes de la mano no son completamente independientes entre sí. Por tanto, dependiendo de la variedad y precisión de los movimientos que se desean reproducir, los dispositivos pueden tener un número menor de grados de libertad. Esto permite fabricar exoesqueletos menos complejos y por lo tanto, más económicos y sencillos de controlar.

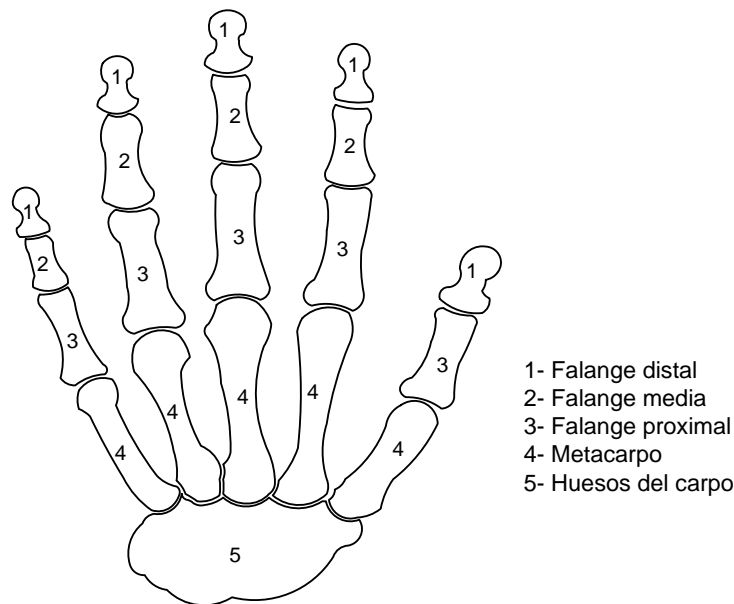


Figura 2.3. Vista dorsal de los huesos de la mano izquierda. De derecha a izquierda, dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique

Algunos autores defienden el desarrollo de dispositivos con 20 grados de libertad para los dedos, lo que simplifica ligeramente el modelo al no considerar el movimiento de aducción y abducción del pulgar en la articulación metacarpofalángica, pero no resuelve el problema de la complejidad [18].

Hay autores que han cuantificado el error que se llega a cometer cuando se utilizan modelos más sencillos. Cobos et al. [19] evaluaron en su trabajo el error, para los movimientos de agarre circular y prismático, de un modelo simplificado de la mano con 9 grados de libertad. Los resultados arrojaron errores de 5,9% y 7,7% respectivamente, al comparar el modelo simplificado de la mano con uno completo de 24 grados de libertad. Siguiendo el mismo procedimiento con un sistema para la mano de 6 grados de libertad, midieron errores en los movimientos alrededor del 9,2% y 13,1% para los movimientos de agarre circular y prismático respectivamente.

Por otro lado, después de estudiar a cinco sujetos agarrando 57 objetos diferentes y monitorizando los quince ángulos de las falanges de sus dedos, Santaello et al. [20] llegaron a la conclusión de que los ángulos entre las falanges no son completamente

independientes entre sí, concluyendo que la mano tiene entre 5 y 6 grados de libertad efectivos.

En el caso de exoesqueletos para un solo dedo (que no sea el pulgar), los modelos completos incluyen 4 grados de libertad para reproducir el movimiento real del dedo: 3 grados de libertad para realizar el movimiento de flexión/extensión considerando el giro independiente de cada falange y un cuarto grado de libertad para el movimiento de aducción/abducción (ver figura 2.4).

Sin embargo, el trabajo de Kamper et al. [21] concluye que a la hora de agarrar objetos de diferentes tamaños, tendemos a mover cada dedo a lo largo de distintos tramos de una misma trayectoria, en lugar de seguir trayectorias diferentes en función del tamaño del objeto. De nuevo, los estudios sugieren que el movimiento de las falanges no es completamente independiente entre ellas y que el número real de grados de libertad de los dedos de la mano en movimientos rutinarios, es menor que cuatro para cada uno de ellos.

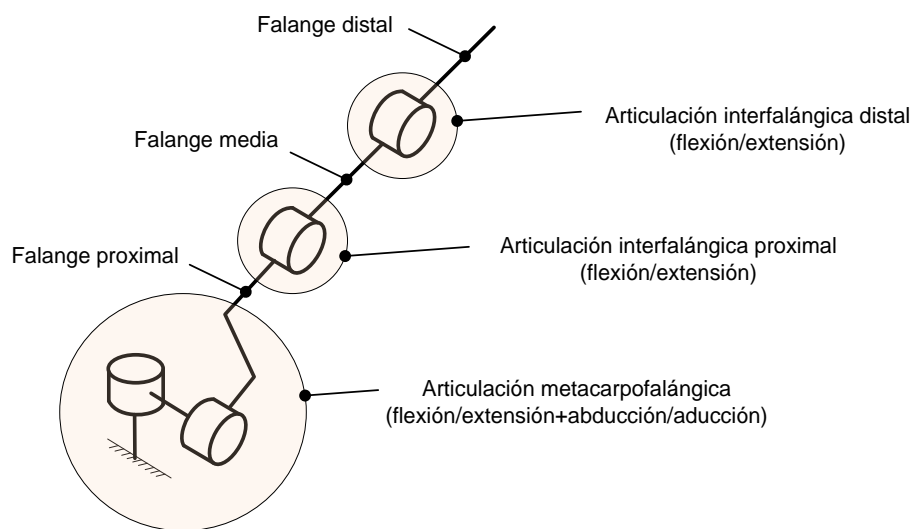


Figura 2.4. Esquema de las articulaciones y falanges de los dedos índice, medio, anular y meñique

Las conclusiones del estudio de Kamper et al. [21] indican que un exoesqueleto para los dedos de la mano con un único grado de libertad puede funcionar correctamente para realizar determinadas tareas. El hecho de disponer de un solo grado de libertad afecta a la variedad de movimientos, pero no a su precisión. Un punto de un dedo con un grado de libertad, se ve obligado a seguir una trayectoria predefinida, mientras que si tuviera más grados de libertad, podría seguir diferentes trayectorias. Por lo tanto, en el primer caso el punto puede ocupar cualquier posición a lo largo de una curva, mientras que en el segundo caso se puede mover dentro de un área limitada por un contorno definido por los límites del movimiento del dedo.

El hecho de contar con un único grado de libertad en un exoesqueleto para la rehabilitación de los dedos de la mano con movimiento continuo pasivo, no reduce su efectividad, ya que es suficiente con que el dispositivo pueda transmitir al dedo un movimiento de flexión/extensión, moviéndolo a lo largo de diferentes tramos de una trayectoria específica, desde amplitudes muy pequeñas hasta el rango de movimiento completo.

Para optimizar el diseño de un exoesqueleto con un grado de libertad que siga el movimiento natural del dedo de un determinado paciente, pueden utilizarse técnicas de síntesis de mecanismos. La síntesis debe tener en cuenta la longitud de las falanges y la posición angular de cada una de ellas cuando un punto de dedo se mueve siguiendo una trayectoria predefinida.

## 2.2. Dispositivos de avance mandibular para el tratamiento de la apnea obstructiva

La apnea del sueño es un trastorno común cuya característica más destacable es la existencia de pausas continuas en la respiración del paciente durante el sueño [22], [23]. La duración de estas pausas es muy variable. En los casos más leves pueden ser de pocos segundos, mientras que en los casos más graves pueden llegar a durar varios minutos. El tipo de apnea del sueño más común es la apnea del sueño obstructiva. Su origen está en un estrechamiento de las vías respiratorias superiores.

La apnea obstructiva es la principal causa de somnolencia y cansancio excesivo durante el día, aunque los problemas de salud asociados a este trastorno pueden llegar a ser mucho más graves. Si no se trata adecuadamente la apnea obstructiva aumenta el riesgo de desarrollar enfermedades cardiovasculares [24], como arritmias [25], insuficiencia cardíaca [26] y accidentes cerebrovasculares [27].

La apnea obstructiva del sueño es un trastorno crónico que requiere, además del cambio de estilo de vida, tratamiento a largo plazo [28]. Entre los tratamientos más utilizados destacan insuflar aire con presión positiva continua en las vías respiratorias, utilizar dispositivos intraorales que abren las vías por medio del avance mandibular o el reposicionamiento de la lengua, y someterse a una operación quirúrgica.

El tratamiento con aire a presión recibe el nombre de CPAP (Continuous Positive Air Pressure). La máquina de tratamiento CPAP tiene un compresor de aire que introduce aire a baja presión en las vías respiratorias a través de los orificios nasales por medio de una máscara de cara completa o sólo de nariz. El objetivo es mantener las vías aéreas superiores abiertas gracias al aire insuflado.

Respecto a los dispositivos intraorales, aunque estos empezaron a utilizarse para el tratamiento de la roncopatía, también se recomienda su uso para pacientes con apnea obstructiva del sueño leve o moderada. La efectividad del tratamiento con dispositivos

intraorales ha sido comprobada en numerosos estudios [29], [30], [31], [32], [33], [34]. Su uso está especialmente recomendado en aquellos casos en los que el paciente no tolera el tratamiento con CPAP. Kate Sutherland et al. [35], [36] recopilaban los resultados de numerosos trabajos que confirman que la mayoría de los pacientes prefieren el tratamiento con dispositivos intraorales al tratamiento con CPAP. Entre las principales quejas de los pacientes respecto a la CPAP destaca el ruido ocasionado por el compresor y la incomodidad para transportarlo (especialmente para los pacientes que viajan frecuentemente). En el caso de que el paciente no duerma solo, el problema del ruido afecta también a su acompañante.

Los dispositivos intraorales abren las vías respiratorias superiores, bien reposicionando la mandíbula en una posición avanzada, o bien manteniendo la lengua en una posición adelantada respecto a la de reposo. Los dispositivos intraorales más utilizados son los dispositivos de avance mandibular. Entre las principales ventajas de estos dispositivos frente a la CPAP, destaca la ausencia de ruido, su bajo precio, la facilidad de transporte y el hecho de no requerir ningún tipo de energía para su funcionamiento.

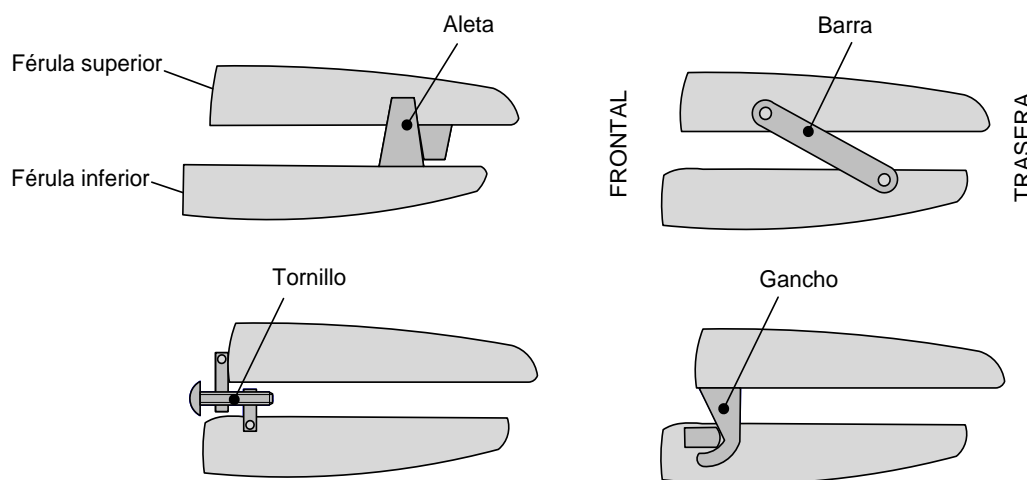


Figura 2.5. Principales sistemas de acoplamiento entra la férula superior y la inferior en los dispositivos de avance mandibular de dos piezas

Hay una gran variedad de modelos de dispositivos de avance mandibular [35]. La primera clasificación que se hace de ellos depende del número de piezas que tienen con movimiento relativo entre ellas. Existen dispositivos con una única pieza y dispositivos con dos piezas o eslabones. Los primeros se fabrican para un valor de avance mandibular o protrusión fija, mientras que los segundos son ajustables para alcanzar distintos valores de protrusión inicial [37]. Las férulas pueden ser estándar o fabricadas a medida. En este último caso, se fabrica a partir de un molde de la dentadura del paciente para que se adapte perfectamente a la misma. Para realizar el molde, es necesaria la colaboración de un dentista o un ortodontista. Los dispositivos a medida muestran



mejores resultados, debido a que la férula se fabrica con la retención adecuada para cada paciente, evitando que se salga de la dentadura durante la noche [38].

En los dispositivos de dos piezas se utilizan distintos sistemas para unir los eslabones, como barras metálicas o de plástico, ganchos, tornillos, varillas telescópicas o levas entre otros [39]. Los fabricantes denominan a los dispositivos con levas laterales, dispositivos con aletas. Por ello, en este trabajo hablaremos de levas o aletas indistintamente. En el caso del acoplamiento con tornillo, este suele ir combinado con algún sistema que admita el giro de las piezas que lo unen a las férulas permitiendo de este modo la apertura de la boca. La figura 2.5 muestra un esquema de los sistemas de acoplamiento más utilizados entre las férulas inferior y superior.

Hay más de 70 dispositivos orales aprobados por la FDA (U.S. Food & Drug Administration), con distintas características que afectan principalmente al confort y efectividad. Los usuarios prefieren los modelos con mayor libertad de movimiento mandibular (vertical y lateral) y el máximo espacio para la lengua. A la mayoría de los pacientes no les gusta que el dispositivo ocupe espacio dentro de la boca, o tener piezas metálicas en contacto con la lengua. En general, los dispositivos con aletas laterales son más confortables porque ofrecen el máximo espacio libre para la lengua, permiten abrir la boca para respirar, beber o hablar, y admiten movimiento lateral.

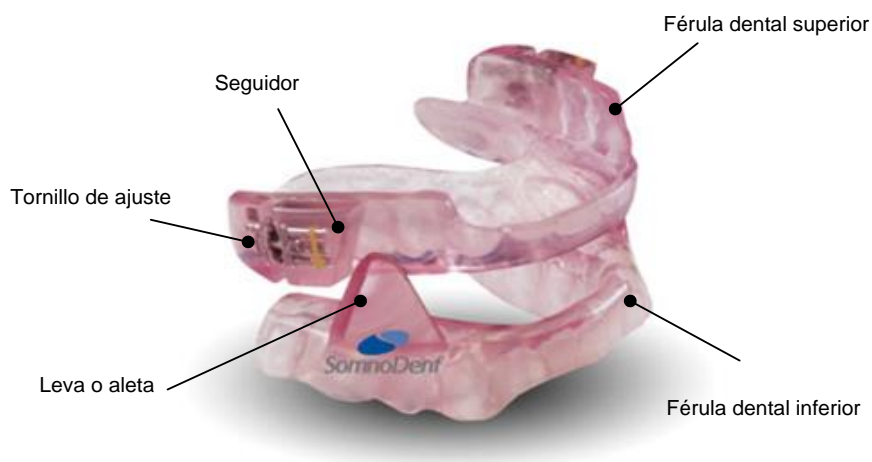


Figura 2.6. Dispositivo de avance mandibular Somnodent® de la empresa australiana SomnoMed (<https://somnomed.com>)

La figura 2.6 muestra una imagen del dispositivo con aletas más conocido a nivel mundial, fabricado por la empresa australiana SomnoMed. Se puede observar que dispone de una aleta lateral o leva con perfil recto unida a la férula dental inferior. Dicha leva contacta con un seguidor montado sobre la férula superior. La zona de contacto del seguidor es otra línea recta con la misma inclinación que el perfil de la leva. La normativa de homologación de la FDA para dispositivos de avance mandibular obliga a que estos

dispongan de algún sistema que permita ajustar la protrusión de la mandíbula en saltos de 0,5mm. El ajuste de la protrusión en este dispositivo se realiza por medio de un tornillo que rosca sobre el seguidor, desplazándolo en uno u otro sentido según su posición. Cada vuelta completa del tornillo supone un desplazamiento del seguidor de 0,5mm.

En la figura 2.7 se puede ver el dispositivo de avance mandibular con aletas de la empresa norteamericana ProSomnus Sleep Technologies. Se observa que el contacto entre la leva y el seguidor, cuando la boca está cerrada, se produce a lo largo de una recta vertical. Cuando se abre la boca, el seguidor, situado en la férula superior, permanece estático junto al maxilar, mientras que la leva, montada sobre la férula inferior que está unida con la mandíbula, gira con esta. Por lo tanto, el contacto entre seguidor y leva pasa de ser una recta vertical a un punto. En este dispositivo el ajuste del avance mandibular se realiza combinando férulas fabricadas con avances con saltos de 0,5mm. La ventaja frente al ajuste con tornillo del dispositivo de SomnoMed es que, al no disponer de partes móviles, no hay riesgo de desajuste.

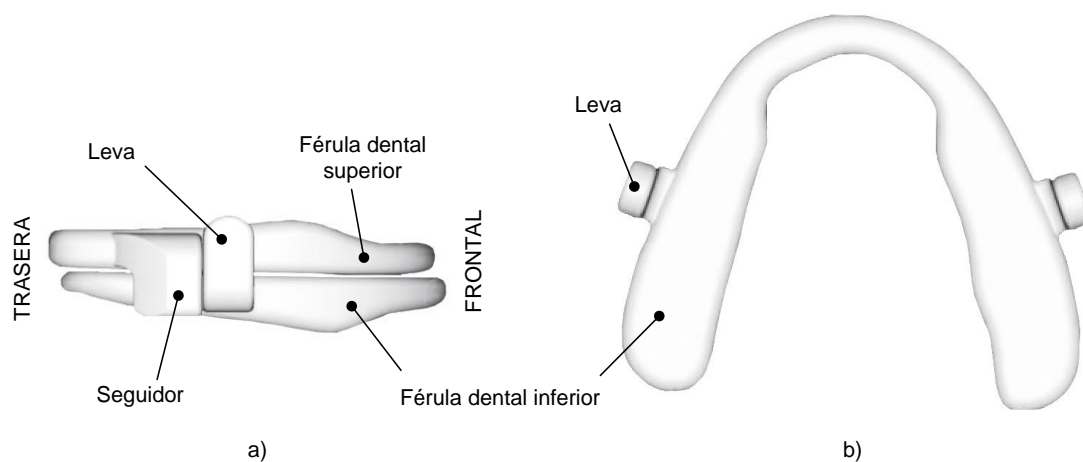


Figura 2.7. Dispositivo MicrO2® de la empresa norteamericana ProSomnus Sleep Technologies (<http://prosomnus.com/>) a) Vista lateral del dispositivo. b) Vista de planta de la férula inferior

Hay numerosos investigadores que han llevado a cabo estudios comparativos sobre la efectividad de diferentes modelos de dispositivos de avance mandibular [35], [36], [33], [37], [40], [41], [42]. En todos los casos se llegó a la conclusión de que el principal factor que afecta a su efectividad es la protrusión mandibular.

Aunque la protrusión inicial se puede ajustar de una u otra manera en todos los modelos estudiados, la protrusión varía de forma distinta en cada dispositivo cuando el paciente abre la boca. H.M Lawton et al. [40] afirman en su estudio que una de las principales quejas de los pacientes era que cuando se despertaban por la noche, notaban que se había producido una retrusión de la mandíbula. Aunque este problema sólo aparecía al utilizar un determinado modelo de dispositivo de avance mandibular, esto



remarca la importancia del diseño del dispositivo. Las férulas no solo deben permitir un determinado valor de protrusión inicial de la mandíbula en reposo. Además deben asegurar que no se produce una retrusión de la misma al abrir la boca.

Estudios de tratamientos a largo plazo, como los de Martinez et al. [34] y Lawson et al. [40], destacan otros inconvenientes de los dispositivos de dos piezas, como roturas y la necesidad de frecuentes ajustes. La rotura del dispositivo es un problema frecuente en los dispositivos que utilizan barras, varillas y conectores de diferentes tipos, y apenas ocurre en los dispositivos de avance mandibular que utilizan levas para asegurar el avance. En cuanto al desajuste, es un problema común de los dispositivos que utilizan un tornillo para realizar el ajuste fino de la protrusión inicial. Podemos concluir que para eliminar completamente estos problemas se debería utilizar un dispositivo sin piezas móviles.

Hasta la fecha, ninguno de los dispositivos de avance mandibular comercializados tiene en cuenta la cinemática mandibular de cada paciente, por lo que pueden operar de forma diferente en cada individuo. Konrad E. Bloch et al. [37] afirman en su trabajo que el efecto de un determinado dispositivo puede variar al ser utilizado por diferentes pacientes. Mimi Yow [43] asegura que hay factores que deberían ser estudiados para alcanzar una efectividad óptima de los dispositivos a largo plazo. El diseño de los dispositivos y las características propias de cada paciente destacan entre estos factores. De acuerdo con Yow es esencial considerar los requerimientos individuales de cada paciente. Brito et al. también encuentran diferencias en las respuestas individuales a la terapia con dispositivos de avance mandibular [44].

Si nos centramos en los dispositivos con aletas o levas laterales, se observa que ninguno de los dispositivos actuales puede garantizar que la mandíbula no se retraiga cuando el paciente abre la boca. Esto es debido a que usan perfiles rectos, tanto en las levas que van montadas en la férula inferior unida a la mandíbula, como en los seguidores montados en la férula superior unida al maxilar (ver figura 2.6 y figura 2.7). Algunos de estos dispositivos de avance mandibular tratan de controlar la retrusión de la mandíbula al abrir la boca añadiendo ganchos laterales elásticos. De este modo se limita la apertura y se obliga al paciente que duerma con la boca cerrada.

Las levas utilizadas por estos dispositivos podrían haber sido diseñadas con un perfil optimizado para asegurar que la mandíbula no retrocediera al abrir la boca. Sin embargo, en la actualidad no se comercializa ningún dispositivo de avance mandibular con levas cuyo perfil haya sido calculado para asegurar el movimiento deseado de la mandíbula. Además, hasta la realización de esta Tesis no se había publicado ningún estudio en esta línea.

## 2.3. Síntesis de mecanismos con algoritmos evolutivos

En mecánica, el diseño de mecanismos que tengan unas características cinemáticas o dinámicas predefinidas se aborda por medio de la síntesis de mecanismos. Según el tipo

de problema, podemos diferenciar entre la síntesis cinemática y la síntesis dinámica. La primera aborda problemas con requerimientos de posición, velocidad o aceleración de un punto o eslabón de un mecanismo. La síntesis dinámica por su parte, resuelve problemas de mecanismos con requerimientos dinámicos como posición del centro de gravedad, valor de las fuerzas de inercia, etc.

Centrándonos en el diseño de la cadena cinemática podemos distinguir entre la síntesis de tipo o de Reuleaux, que selecciona los tipos de elementos que formarán parte del mecanismo solución, la síntesis de número o de Gruebler que calcula el número de elementos a utilizar y la síntesis dimensional o de Burmester que dimensiona los elementos en función de los requerimientos del problema.

Los métodos de resolución de los problemas de síntesis pueden ser gráficos, analíticos y numéricos, siendo estos últimos los que tienen cada vez más importancia debido a la constante evolución y mejora de los ordenadores.

La síntesis óptima de mecanismos trata de encontrar el mecanismo que mejor se adapta a los requerimientos de un problema. La selección se realiza por medio de una función objetivo que mide la aptitud de un mecanismo para dar solución al problema planteado.

En los últimos años se ha producido un gran avance en la síntesis computacional de mecanismos con la aplicación de algoritmos evolutivos [45], [46], [47]. Entre las ventajas de estos métodos para resolver problemas de optimización destacan su flexibilidad para adaptarse a problemas muy diferentes, su simplicidad a la hora de implementar los algoritmos y su bajo coste computacional en muchos de los casos. Entre las limitaciones destacan los problemas de convergencia. Es importante resaltar que su coste computacional puede variar dependiendo del problema y de su implementación.

Estos algoritmos hacen evolucionar una población inicial generada aleatoriamente, creando poblaciones sucesivas (generaciones). El objetivo es que las nuevas poblaciones sean mejores que las anteriores, evolucionando así hacia una mejor solución. Durante el proceso es necesario evaluar a cada uno de los individuos en función de su aptitud para ser una buena solución del problema.

Básicamente estos algoritmos necesitan:

- Generar una primera población de posibles soluciones y gestionar las poblaciones siguientes.
- Disponer de un sistema que permita valorar la calidad de cada individuo, es decir, diferenciar los mejores individuos (los que son la mejor solución del problema) de los peores.
- Aplicar un operador que modifique a cada individuo, generando uno nuevo que pueda ser mejor que el anterior.

Uno de los principales retos de los métodos de optimización con algoritmos evolutivos es encontrar una buena representación del problema. En el grupo de

investigación TEP-140, al que pertenece el autor de esta Tesis, trabajamos con una técnica evolutiva denominada Evolución Diferencial, que ha sido aplicada a la síntesis de mecanismos [48], [49].

### 2.3.1. Algoritmo de Evolución Diferencial

El algoritmo de Evolución Diferencial representa los procesos evolutivos naturales con toda su complejidad, por medio de sencillas operaciones matemáticas. Se trata de hacer evolucionar una población de individuos de forma inteligente, teniendo en cuenta factores como la capacidad personal de elección de los individuos por un lado, y la influencia de la sociedad y su entorno por otro.

El algoritmo de Evolución Diferencial fue propuesto por K. Price [50] en un primer trabajo en el que planteaba un proceso de optimización combinatorio en el que gestionaba una población considerando el rendimiento de un conjunto de individuos. Más tarde R. Storn junto al propio K. Price mejoran el algoritmo modificando los operadores y convirtiéndolo en un proceso de optimización continuo [51].

Las principales características de las operaciones y procesos del algoritmo de Evolución Diferencial clásico son los siguientes (ver figura 2.8):

- Población Inicial

El primer paso es inicializar la población generando nuevos individuos cuyos genes (variables del problema) deben estar comprendidos dentro de los límites superior e inferior establecidos. Se genera cada individuo de forma aleatoria y se evalúa su calidad.

Para que el algoritmo funcione correctamente, es necesario definir previamente unos parámetros de control. Para este primer paso, los parámetros de control que hay que definir son: el número de variables de cada individuo, el límite superior e inferior de cada variable y el número de individuos de cada población.

- Mutación

Este paso es necesario para crear una nueva generación. Empieza seleccionando aleatoriamente tres individuos de la generación anterior. A continuación se calcula la diferencia entre cada una de las variables del segundo y tercer individuo. Posteriormente, se suma ese valor multiplicado por un parámetro  $F$  al valor de la variable correspondiente del primero de los tres individuos. El resultado de este proceso es un individuo que será parecido al primero de la generación anterior, pero modificado en función de la diferencia entre individuos de su población.

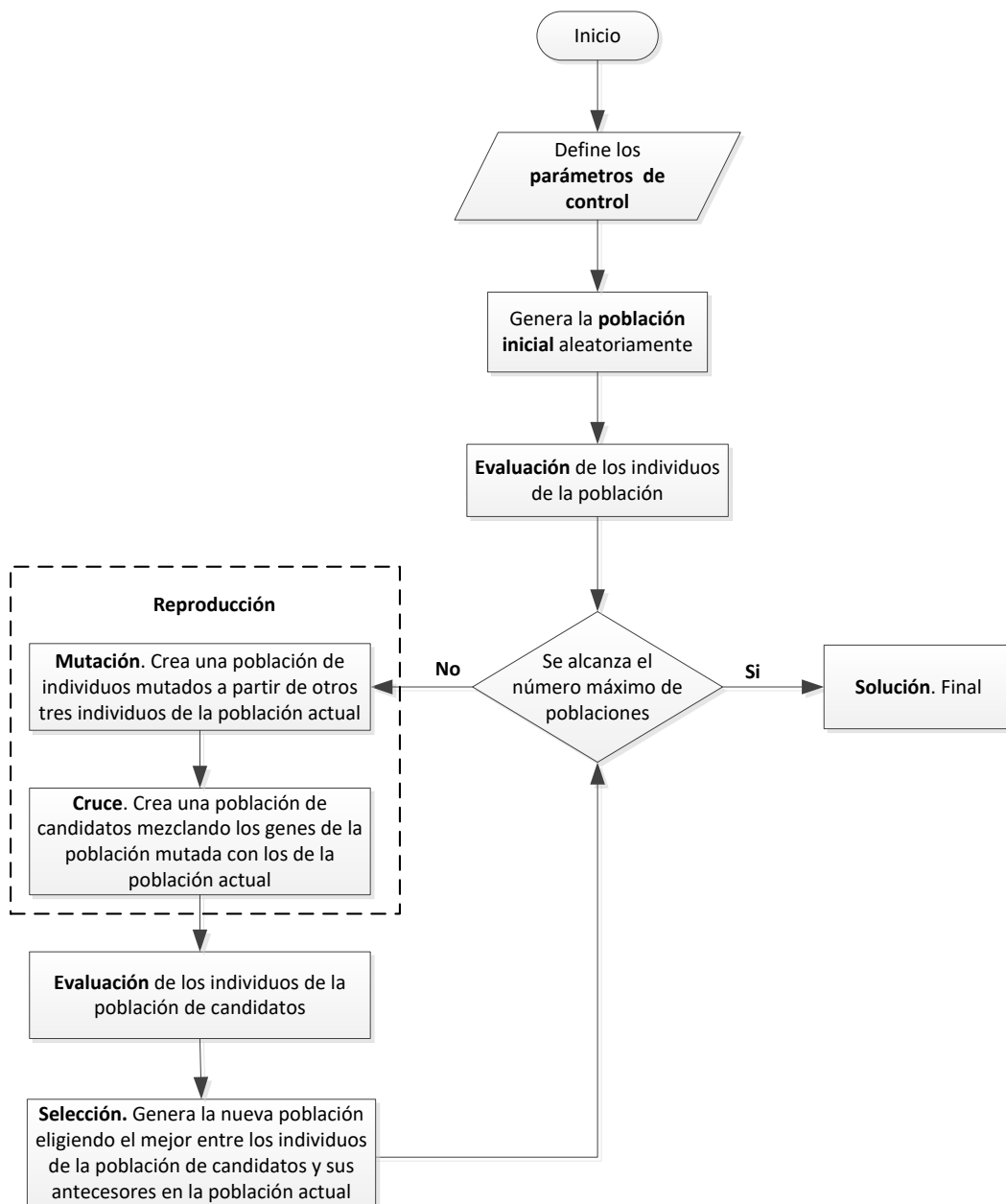


Figura 2.8 Diagrama de los procesos del algoritmo de evolución diferencial clásico

Existen diferentes estrategias a la hora de abordar el proceso de mutación dependiendo de la forma de seleccionar los tres individuos para obtener el individuo mutado.

Previo a este paso, es necesario definir el factor de proporcionalidad de la mutación ( $F$ ) que controla la variación de los individuos en el proceso de mutación. Aunque inicialmente se recomendaba tomar valores entre 0 y 2, la experiencia ha demostrado que se obtienen mejores resultados limitando  $F$  a valores entre 0,3 y 0,9.

- Cruce

Este proceso se aplica a cada uno de los individuos de la generación anterior para crear un nuevo individuo candidato a formar parte de la generación actual. Los valores de las variables del individuo candidato se toman del individuo de la generación anterior y del individuo resultado del proceso de mutación.

Para realizar este proceso, es necesario definir el parámetro de control  $CP$  que es el factor de probabilidad de cruce. Este factor representa la proporción de variables del individuo resultado de la mutación respecto a las del individuo con el que se cruza. En principio,  $CP$  puede tomar valores entre 0 y 1. Sin embargo, los mejores resultados se obtienen tomando valores entre 0 y 0,3 o entre 0,8 y 0,9.

- Evaluación

Se trata de sustituir los valores de las variables del individuo en la función objetivo y guardar el valor del resultado para el posterior proceso de selección de los mejores individuos, que serán los que tienen un valor más bajo.

En este paso, se pueden definir restricciones para el problema y asignar un valor de la función objetivo muy elevado a aquellos individuos que no cumplen con unos requerimientos inicialmente establecidos. De este modo, estos individuos serán descartados en el proceso de selección.

- Selección

En este paso se crea la nueva población de individuos seleccionando el mejor entre cada individuo de la generación anterior y el candidato resultado de su cruce con el individuo mutado. Por lo tanto, cada individuo de la generación anterior puede permanecer en la nueva población o ser sustituido por el resultado de su cruce, permaneciendo así invariable en número de individuos en cada una de las sucesivas poblaciones.

El proceso de selección se repite hasta alcanzar el número máximo de poblaciones  $NP$ , que es otro de los parámetros de control del algoritmo que deben haber sido

definidos previamente. El mejor individuo generado hasta ese momento por el algoritmo, es la solución del problema.

### 2.3.2. Síntesis de mecanismos planos articulados

La síntesis de mecanismos dimensional clásica estructuraba la síntesis en función del tipo de problema y tenía métodos específicos para abordar cada uno de ellos. De este modo, encontramos la síntesis de trayectorias, de funciones, mixtas, con o sin restricciones cinemáticas, con o sin restricciones geométricas, con o sin prescripción de tiempo, etc. La síntesis dimensional óptima permite abordar cualquier tipo de problema con un mismo método.

Uno de los primeros autores que propuso un método general de síntesis de mecanismos, planteando el problema como un problema de optimización, fue Han [52]. Su trabajo fue posteriormente mejorado por otros autores como Kramer y Sandor [53] y Sohoni y Haug [54]. En los últimos años, se han presentado numerosos trabajos que utilizan estrategias evolutivas para resolver problemas de síntesis de mecanismos [45], [46], [47], [48], [49].

Los primeros autores en utilizar un algoritmo genético fueron Fang [45] y Ronston y Sturges [46]. Sus algoritmos realizaban una representación binaria de los mecanismos cuyo procesamiento requería mucho tiempo y tenía un gran coste computacional. Kunjur y Krishnamurty [47] utilizaron una representación de los mecanismos por medio de números reales e incorporaron un operador genético guiado para reducir el tiempo de computación y obtener resultados más precisos. Cabrera et al. [48], [49] utilizaron una nueva técnica evolutiva denominada Evolución Diferencial para resolver un mecanismo de cuatro eslabones, obteniendo resultados muy precisos.

Uno de los problemas de la síntesis con algoritmos evolutivos es la definición de la función objetivo. En el caso de la síntesis de trayectoria, el punto seguidor del mecanismo sigue una trayectoria que se compara con la trayectoria objetivo o deseada. La función objetivo de este problema se formula por la mayoría de los autores como la suma de los cuadrados de las diferencias entre estas dos trayectorias [52], [53], [47], [48], [49].

En esta Tesis se ha utilizado esta manera de formular la función objetivo cuando se pretende que un punto siga una trayectoria determinada. En los casos en los que se pretende que un eslabón del mecanismo ocupe unas posiciones angulares determinadas, la función objetivo se ha definido como la suma de los cuadrados de las diferencias entre los ángulos generados por el eslabón del mecanismo y los ángulos deseados.

### 2.3.3. Síntesis de levas

La utilización de los microprocesadores en las máquinas de control numérico en los años setenta permitió mejorar notablemente la precisión de la fabricación de las levas.

Además, la aparición de ordenadores cada vez más potentes y asequibles, favoreció el desarrollo e implementación de los sistemas CAD/CAM.

En 1975, Thompoulos y Knowles [55] plantearon por primera vez el uso de la programación lineal para el diseño de levas. En 1980, Sánchez y García de Jalón [56], propusieron la aplicación de funciones B-Spline al diseño del perfil de levas. Desde entonces, numerosos trabajos han sido publicados proponiendo el uso de distintos tipos de curvas y diferentes enfoques para la optimización de levas, tanto para problemas de optimización cinemática como dinámica [57], [58], [59], [60], [61], [62], [63], [64]. Algunos de estos autores, proponen específicamente el uso de algoritmos genéticos [58], [61], [63] o técnicas evolutivas [62].

En este trabajo se emplean estas técnicas para el diseño óptimo del perfil de las levas que van a ser utilizadas en un dispositivo de avance mandibular. Para esta aplicación los requerimientos del problema son cinemáticos, no siendo necesario considerar el comportamiento dinámico de la mandíbula, ya que las aceleraciones que aparecen en la misma, cuando un paciente mueve la boca utilizando un dispositivo de avance mandibular, son muy pequeñas. El objetivo es optimizar el perfil de la leva para garantizar que un punto de la mandíbula sigue una trayectoria predeterminada que garantice que no se produce su retrusión o retroceso al abrir la boca.

A lo largo de los últimos años se han venido utilizando diferentes tipos de curva para representar el perfil de las levas. Sahu et al [65] recopilaron los tipos de curvas utilizadas para diseñar perfiles de levas por diferentes autores en los últimos veinte años. Las curvas utilizadas en los primeros años eran curvas básicas, como curvas de series trigonométricas (seno modificado, trapezoidal modificado, velocidad constante modificada...) y curvas polinómicas. En los últimos años, las denominadas curvas sintéticas (splines) han pasado a ser las más utilizadas. Los splines se pueden clasificar en curvas de Bézier, B-splines y NURBS.

Las curvas de Bézier fueron desarrolladas por el ingeniero francés Pierre E. Bézier en los años setenta mientras trabajaba para el fabricante de automóviles Renault acometiendo la labor de mejorar las tareas de diseño y fabricación por medio de las matemáticas. Este tipo de curva paramétrica se basa en los polinomios de Bernstein, y requiere un mínimo de tres puntos para quedar definida, los puntos inicial y final, y un punto de control. El número de puntos de control determina el grado de la curva. Las curvas de Bézier son las curvas sintéticas más utilizadas para representar la geometría en programas informáticos debido a su sencillez para ser programadas y operar con ellas. Se suelen utilizar para el diseño de levas con perfiles sencillos que pueden ser representados con pocos puntos de precisión [66], [67], [68].

Las curvas B-splines fueron formuladas por el matemático norteamericano Isaac Jacob Schoenberg. Originalmente estas curvas recibieron el nombre de basic splines. El número de puntos de control es independiente del grado de la curva. Permiten ajustarse a formas complejas mejor que las curvas de Bézier, ya que al modificar un punto de control, se cambia únicamente el comportamiento local de la curva. Numerosos autores prefieren este tipo de curva para el diseño de levas [58], [56], [60], [62], [63], [64].



Las curvas NURBS o B-splines racionales no uniformes (Non-Uniform Rational B-Splines) se utilizan principalmente para representar superficies y curvas complejas. Presentan la ventaja de ser invariantes frente a transformaciones afines y de perspectiva. Son muy utilizadas en programas informáticos avanzados de modelado de sólidos.

Para representar el perfil de la leva del dispositivo de avance mandibular propuesto en esta Tesis se ha elegido una curva de Bézier. Con ella se representa de forma precisa el perfil de la leva obtenido y al mismo tiempo su formulación es sencilla, lo que facilita su implementación en el algoritmo de evolución diferencial utilizado y permite solucionar el problema en poco tiempo.

La formulación matemática del perfil de la leva por medio de una curva es necesaria para que este pueda ser importado en un programa de CAD/CAM y poder generar desde el mismo un fichero .stl necesario para fabricar el dispositivo con una impresora 3D.



# 3

## Metodología propuesta

---

En esta Tesis se propone una metodología para el diseño y fabricación de varios dispositivos médicos adaptados a la fisonomía del paciente. Para ello, se utilizan técnicas de optimización con algoritmos evolutivos.

En la primera parte de este capítulo se explica la metodología propuesta para el diseño de los dispositivos. La segunda parte se centra en el funcionamiento del algoritmo MUMSA [49] utilizado para resolver el problema de optimización.

### 3.1. Diseño de dispositivos médicos personalizados

La aplicación de la síntesis de mecanismos al diseño de dispositivos médicos permite su adaptación a las características de cada paciente. Esto, unido a la fabricación con impresoras 3D, abre las puertas a la utilización de dispositivos de bajo coste, diseñados específicamente para cada receptor, considerando las características cinemáticas de la parte del cuerpo cuyo movimiento va a ser controlado por el dispositivo.

La figura 3.1 muestra un diagrama con la metodología propuesta para el diseño y fabricación de este tipo de dispositivos. Las etapas de esta metodología son las siguientes:

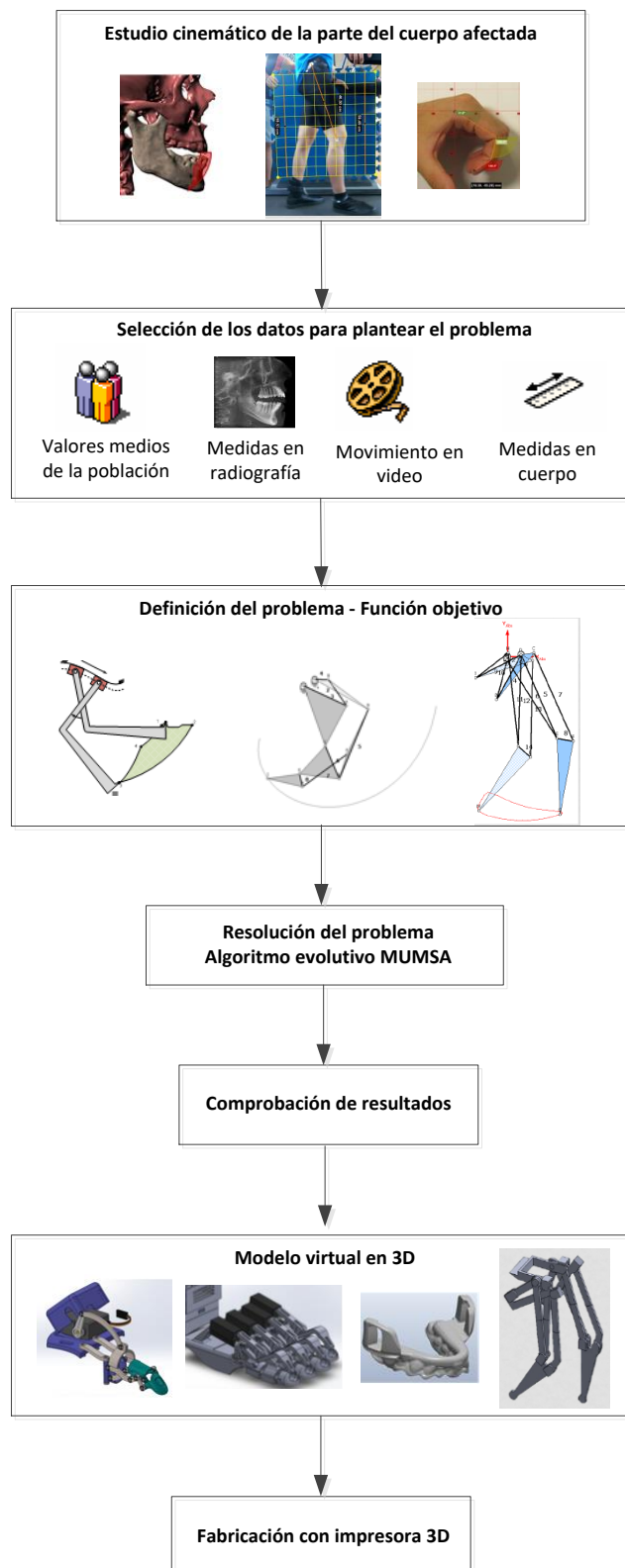


Figura 3.1 Diagrama con la metodología propuesta para el diseño de dispositivos médicos personalizados

- Estudio del movimiento de la parte del cuerpo afectada.

El objetivo de este estudio es, no sólo crear un modelo cinemático que pueda reproducir el movimiento de la parte afectada, sino que este sea lo más sencillo posible. En la mayoría de los casos no se trata de reproducir fielmente cualquier posible movimiento de la parte del cuerpo estudiada, sino de controlar el movimiento dentro de un rango previamente definido.

- Selección de los datos que se van a utilizar para resolver el problema.

Es importante plantear el problema con unos datos que puedan obtenerse de la manera más sencilla posible. En este trabajo se proponen distintas fuentes de datos que podrán ser utilizadas según el tipo de problema y de los medios disponibles.

- Si es posible, se propone utilizar una radiografía de la parte del cuerpo afectada para realizar las mediciones necesarias en la misma.
- Si no se dispone de ninguna radiografía, en algunos casos es posible medir los valores necesarios con una regla o un pie de rey, directamente sobre la parte del cuerpo afectada.
- En aquellos casos en los que no se disponga de ninguna radiografía y las medidas que necesitamos no puedan ser medidas sobre el cuerpo, se intentará deducir su valor a partir de otras medidas que sí se hayan podido obtener. Si esto no fuera posible, se pueden utilizar valores medios de la población. Para ello, se acotará el perfil del paciente todo lo posible, teniendo en cuenta aquellas características y factores que puedan influir en la medida que estamos buscando, y la existencia de bases de datos de medidas sobre pacientes con características similares.
- Además, en el caso de diseñar un exoesqueleto será necesario realizar un video para medir las posiciones que se desean reproducir. Si el paciente no pudiera mover la parte del cuerpo afectada, se podría grabar el movimiento de la parte del cuerpo simétrica (brazo, mano o pierna). Si esto tampoco fuera posible, como ocurre en el caso de personas con una lesión medular, se podría grabar el movimiento de una persona con unas proporciones lo más parecidas posibles a las del paciente, y extraer del mismo los datos necesarios.

- Definición del problema. Función objetivo.

Para plantear el problema cinemático, en primer lugar es necesario definir un tipo de mecanismo capaz de reproducir el movimiento de la parte del cuerpo afectada. La solución del problema permitirá conocer las dimensiones y geometría de los eslabones que hacen que el mecanismo reproduzca el movimiento del paciente de la forma más precisa posible. El problema de optimización quedará definido por medio de una función objetivo que deberá tener en cuenta los datos obtenidos en el apartado anterior.

- Resolución del problema de optimización.  
Para resolver el problema se propone utilizar el algoritmo evolutivo MUMSA programado en la aplicación informática Matlab. El funcionamiento de este algoritmo se explica en la segunda parte de este capítulo.
- Comprobación de resultados.  
Como se ha explicado en el capítulo anterior, los algoritmos evolutivos pueden dar soluciones diferentes con errores similares a un mismo problema. La dispersión de los resultados se puede controlar por medio de las restricciones, pero al limitarse el espacio de búsqueda de la solución, aumenta la posibilidad de que el algoritmo se estanque. Por ello, es recomendable reducir en lo posible las restricciones del problema. La convergencia de la solución se puede controlar de algún modo a través de los límites iniciales de las variables de diseño, aunque sin la garantía de las restricciones. Por ello, se recomienda dar más libertad al algoritmo, y una vez obtenida una solución con un error aceptable, comprobar que los valores obtenidos satisfacen el problema. Para ello utilizaremos un software que permita simular el mecanismo.
- Modelo virtual en 3D.  
Una vez obtenidas las dimensiones del mecanismo, estas pueden ser importadas en un modelo paramétrico en 3D. Para esta Tesis se ha utilizado el software paramétrico de modelado de sólidos SolidWorks®. El modelo generado permite visualizar el dispositivo y generar la información necesaria para su fabricación.
- Fabricación del dispositivo con una impresora 3D.  
Desde el software de modelado de sólidos se puede generar un fichero tipo .stl que es enviado directamente a la impresora 3D para imprimir el dispositivo.

En este trabajo se han diferenciado dos tipos de dispositivos dependiendo del sistema mecánico utilizado para su diseño. Por un lado, se propone el diseño de exoesqueletos basados en mecanismos articulados, y por otro, dispositivos cuyo movimiento se controla por medio de levas. A continuación se incluye una breve reseña sobre las particularidades de la metodología expuesta que se deben tener en cuenta según el tipo de dispositivo. En cualquier caso, en los capítulos 4, 5 y 6 se expone con mucho más detalle esta metodología y se aplica a un caso real.

### 3.1.1. Exoesqueletos basados en mecanismos articulados

Los exoesqueletos diseñados para ayudar a la rehabilitación de alguna articulación del cuerpo pueden controlar el movimiento utilizando un mecanismo articulado. Se propone utilizar preferentemente pares cinemáticos de rotación, dejando los pares

prismáticos para casos excepcionales. De este modo se consigue disminuir el desgaste y eliminar la necesidad de lubricación.

La adaptación de los exoesqueletos para realizar un tipo específico de rehabilitación y su fabricación a medida para cada paciente, permite reducir sus grados de libertad. En el caso de los dos exoesqueletos propuestos en esta Tesis, se ha reducido el número de grados de libertad a uno.

El objetivo principal es simplificar el control y abaratar el precio del exoesqueleto, lo cual debería ayudar a popularizar su uso. En la actualidad la utilización de exoesqueletos para rehabilitación de lesiones en articulaciones es prácticamente nulo debido al precio y sofisticación de estos dispositivos.

Este trabajo se centra en el desarrollo del diseño de un dedo primero y de una mano con cuatro dedos después, pero la metodología expuesta podría aplicarse a otro tipo de exoesqueletos como por ejemplo un exoesqueleto con dos piernas para ayudar a caminar a personas con lesiones medulares.

Para definir el tipo de mecanismo a emplear, en esta Tesis se utiliza el programa WinMeCC, un software de síntesis y análisis de mecanismos planos articulados desarrollado por el equipo de investigación al que pertenece el autor de esta Tesis [69]. La flexibilidad, potencia y sencillez de este software resulta de gran ayuda a la hora de decidir la geometría del mecanismo a emplear. Una de las herramientas que resultan de mayor utilidad es la visualización de trayectorias de puntos a tiempo real mientras el usuario modifica con el ratón longitudes, ángulos de eslabones y posición de apoyos.

Los datos que se utilizan para definir el problema de optimización son, por un lado, las medidas que permiten ajustar con precisión el dispositivo al cuerpo del paciente, y por otro, las posiciones angulares de los eslabones y las posiciones lineales de los puntos que se desean replicar.

Algunos ejemplos de las primeras medidas pueden ser, dependiendo del tipo de exoesqueleto, las longitudes y diámetros de las falanges de los dedos, las longitudes del femur y de la tibia, así como los diámetros del muslo y de la parte inferior de la pierna, o la distancia desde el hombro al codo y desde este a la muñeca, y los diámetros de estos segmentos.

Para disponer de los datos necesarios para poder replicar el movimiento del paciente, es necesario realizar un video que puede ser filmado con una cámara o un simple Smartphone. Las posiciones angulares de segmentos como falanges, femur, tibia o antebrazo, pueden ser medidos en los fotogramas del video con ayuda de un software del tipo de Kinovea®. Este programa, permite analizar cada fotograma, escalar la imagen, definir un origen de coordenadas y medir coordenadas de puntos, distancias y ángulos.

Para la comprobación de los resultados y la simulación del mecanismo obtenido se propone utilizar de nuevo el programa WinMeCC.

### 3.1.2. Dispositivos basados en levas

En este trabajo se propone el diseño de un dispositivo para el tratamiento de la apnea del sueño. El dispositivo mantiene la mandíbula en una posición adelantada para evitar el colapso de las vías respiratorias superiores. El control de la posición se realiza por medio de levas.

En este caso, los números de libertad del dispositivo se han reducido a dos. Para realizar la toma de datos es necesario disponer de una radiografía, aunque en la metodología desarrollada en el capítulo 6 de esta Tesis se propone también un método para definir un modelo cinemático de la mandíbula sin necesidad de disponer de una radiografía del paciente.

El algoritmo evolutivo MUMSA es empleado para encontrar las ecuaciones matemáticas de las curvas que definen el perfil de las levas. Para ello se han empleado curvas de Bézier por su sencillez y buena capacidad para reproducir perfiles con un cambio de curvatura suave como los que nos encontramos en las levas que se obtienen.

La formulación matemática de los perfiles es necesaria para poder fabricar las levas con una impresora 3D.

## 3.2. Aplicación del algoritmo evolutivo MUMSA

El algoritmo evolutivo utilizado para resolver los problemas de optimización abordados en esta Tesis, se denomina Málaga University Mechanism Synthesis Algorithm (MUMSA) [49]. La flexibilidad del algoritmo permite su sencilla adaptación a los diferentes problemas de optimización abordados. Se ha empleado, por un lado, para realizar la síntesis de mecanismos con seis y ocho eslabones, con diferentes funciones objetivo, y por otro, para encontrar la curva de Bézier que mejor se adapta a una serie de puntos conocidos para definir el perfil de una leva.

A continuación se explican los procesos que sigue el algoritmo MUMSA, cuya principal diferencia respecto al esquema del algoritmo clásico de Evolución Diferencial clásico explicado en el apartado 2.3.1, se centra en el operador de reproducción:

1. El algoritmo empieza con la generación aleatoria de una población inicial formada por  $NP$  individuos. En nuestro caso, la población inicial está formada por conjuntos de variables de diseño cuyos valores son asignados de forma aleatoria dentro de un espacio de búsqueda previamente definido para cada

variable. Cada individuo (cromosoma) de la población es un mecanismo, posible solución del problema, y está formado por parámetros (genes) que son las variables de diseño del problema. Para la aplicación del algoritmo que se hace en esta Tesis, todos los genes se expresan con valores reales y se agrupan en un vector que representa a un cromosoma según la ecuación (3.1).

$$\chi = [x_1, x_n] \quad \forall x \in \mathfrak{R} \quad (3.1)$$

2. Para generar una nueva población, se selecciona una pareja de individuos y se aplican operadores de cruce y mutación. El proceso de reproducción sigue los siguientes pasos:

- *Creación de un vector de perturbación.* El algoritmo selecciona al mejor individuo de la población junto a otros dos individuos elegidos aleatoriamente siguiendo una distribución uniforme. Con estos tres individuos se crea un vector de perturbación  $V_i$ . Este proceso, conocido como Evolución Diferencial [51], se puede formular con la expresión (3.2):

$$\begin{aligned} \chi_i: i \in [1, NP] \\ V_i = \chi_{best} + F \cdot (\chi_{r1} - \chi_{r2}) \end{aligned} \quad (3.2)$$

Donde  $\chi_{best}$  es el mejor individuo de una población de NP individuos,  $\chi_{r1}$  y  $\chi_{r2}$  son dos individuos de la población seleccionados de forma aleatoria y  $F$  es un valor real que controla la perturbación del mejor individuo.

- *Operador de cruce.* En el proceso de reproducción, el algoritmo realiza el cruce del vector de perturbación  $V_i$  con cada individuo  $i$  de la población actual ( $\chi_i$ ) para generar el individuo  $i$  de la nueva población ( $\chi_i^{new}$ ). Si el nuevo descendiente  $\chi_i^{new}$  es mejor que su antecesor  $\chi_i$ , lo reemplaza ocupando su lugar en la nueva población. Si es peor, el individuo  $\chi_i$  permanece en la nueva población y  $\chi_i^{new}$  es rechazado. Por lo tanto, la población ni aumenta ni disminuye en tamaño. El operador de cruce se aplica con un factor de probabilidad que se define como  $CP \in [0,1]$ .
- *Operador de mutación.* Este operador es parte del operador de reproducción y se aplica a los genes de cada antecesor que han sido elegidos para formar parte del individuo descendiente. Por ejemplo, para realizar la mutación del gen  $x_{i,n}$ , el operador elige aleatoriamente un valor dentro del intervalo de valores reales  $[x_{i,n-range}, x_{i,n}+range]$ . No se mutan todos los genes, sino que el cambio se realiza en función de un nuevo factor de probabilidad definido como  $MP \in [0,1]$ . Los mejores resultados se suelen obtener cuando el factor de probabilidad de la mutación  $MP$  es menor que el factor de probabilidad de cruce  $CP$ . Cuando tras



la mutación, un gen abandona el intervalo de valores permitido, el algoritmo de optimización lo rechaza por no cumplir con las restricciones del problema, permaneciendo el gen original.

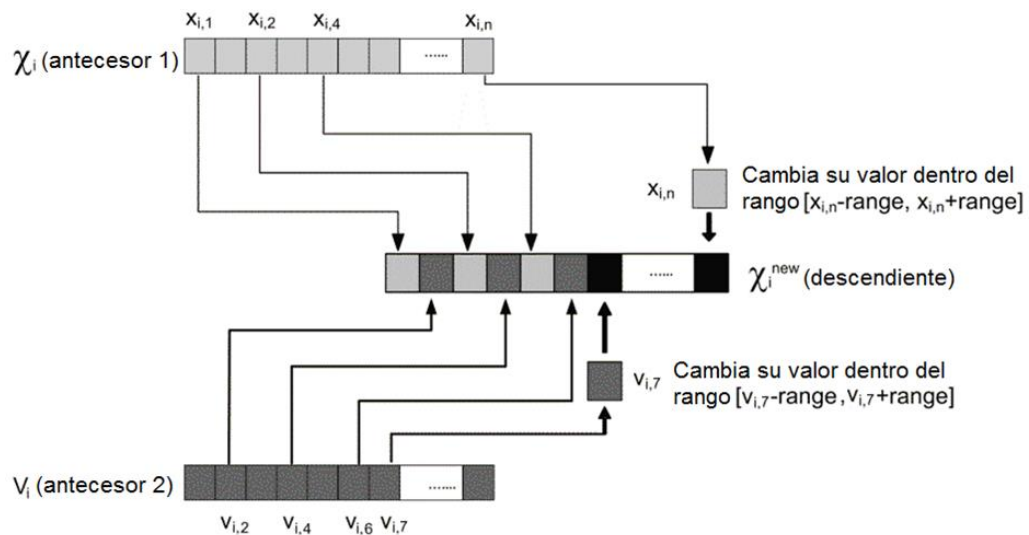


Figura 3.2 Operadores de cruce y mutación del algoritmo

La figura 3.2 muestra cómo el algoritmo trata de recrear el proceso de la reproducción natural. Los genes de los dos padres (antecesor 1 y 2) se intercambian para crear los nuevos genes de sus descendientes. El antecesor 1 es cada uno de los individuos de la nueva población creado con genes que han tomado valores de forma aleatoria, mientras que el antecesor 2 es el vector de perturbación explicado anteriormente.

En la misma figura se puede ver cómo funcionan los operadores de reproducción, tomando aleatoriamente genes de uno u otro antecesor, y mutación, mutando aleatoriamente genes de uno u otro antecesor antes de formar parte de los genes del descendiente. El algoritmo controla este proceso de intercambio de genes por medio del factor de probabilidad  $CP$  explicado anteriormente. Por ejemplo, si  $CP=0.5$ , el nuevo descendiente tendrá el 50% de los genes del primer antecesor y el 50% del segundo.

3. El algoritmo termina cuando alcanza el máximo número de iteraciones establecido o cuando el error es menor que un valor aceptable previamente definido. En cualquier otro caso, el algoritmo vuelve al paso 2 creando una nueva población aplicando los operadores de cruce y mutación explicados.

La figura 3.3 muestra un diagrama con los procesos que tienen lugar en el algoritmo evolutivo MUMSA. Aunque el operador de mutación se ha representado después del



operador de cruce, en realidad los dos actúan al mismo tiempo siguiendo el proceso que se describe en la figura 3.2.

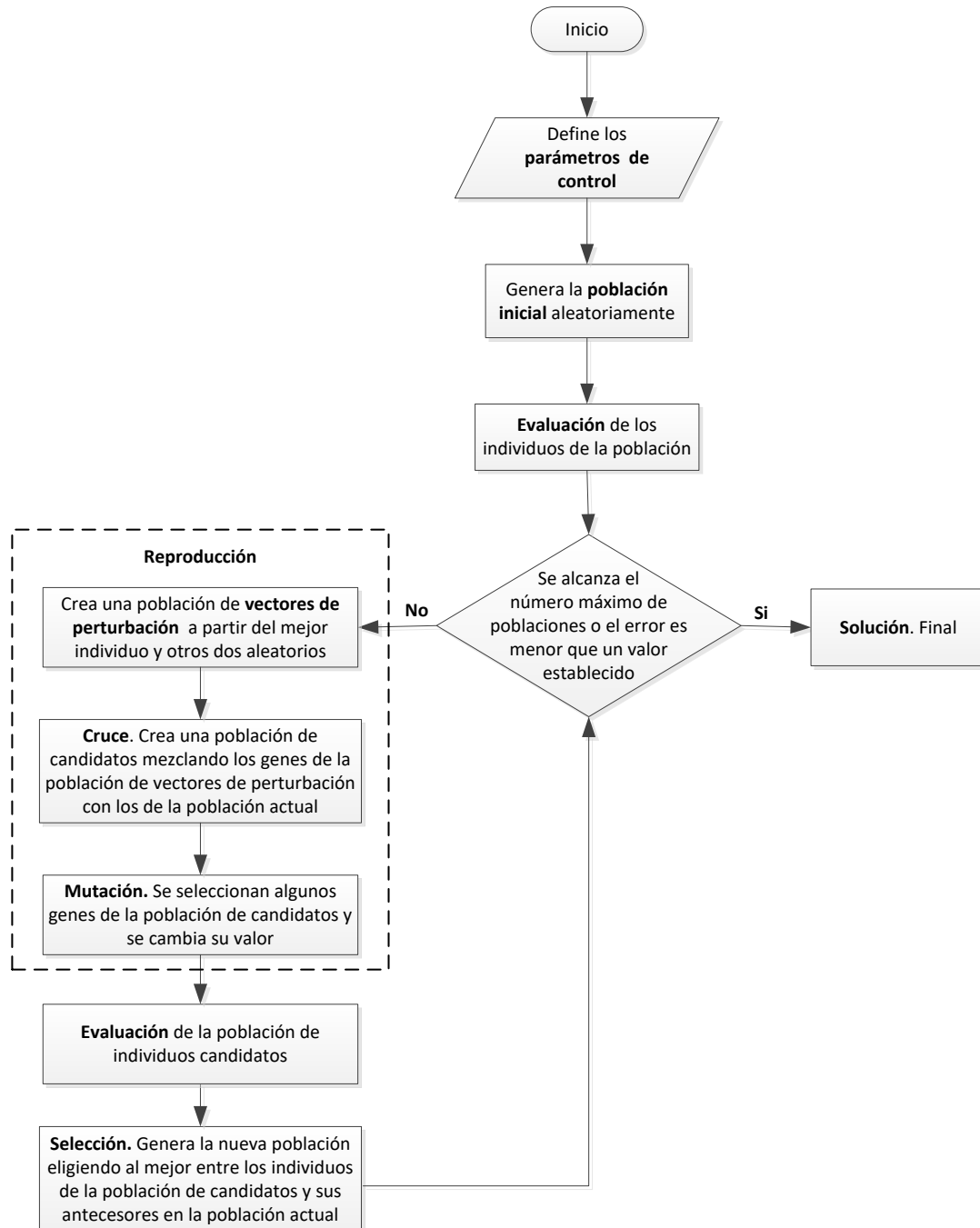


Figura 3.3 Diagrama de los procesos del algoritmo evolutivo MUMSA

De las posibles estrategias a la hora de crear el vector de perturbación que se cruza con cada individuo, el algoritmo MUMSA utiliza el mejor individuo de la población y otros dos seleccionados aleatoriamente. Comparándolo con el diagrama del algoritmo de evolución diferencial clásico mostrado en la figura 2.8, se observa que la principal diferencia está en el proceso de reproducción. El algoritmo MUMSA introduce un nuevo operador de mutación que puede modificar los genes de los dos antecesores (vector de perturbación por un lado e individuo original por otro) antes de formar parte del hijo. El principal objetivo de este operador es reducir la probabilidad de que el algoritmo se estanque buscando soluciones en el entorno de un mínimo local.

La figura 3.4 esquematiza el proceso de generación de un nuevo descendiente en el algoritmo de evolución diferencial sin mutación. En este ejemplo se representan dos genes o parámetros diferentes,  $x_1$  y  $x_2$ . Los valores de estos parámetros para la solución óptima son  $x_1^{opt}$  y  $x_2^{opt}$ . En la figura se observa cómo el vector de perturbación  $V_i$  se ha obtenido a partir de los genes del mejor individuo de la población ( $X_{best}$ ) y los genes de dos individuos,  $X_{r1}$  y  $X_{r2}$ , elegidos aleatoriamente siguiendo el procedimiento descrito en la ecuación 3.2.

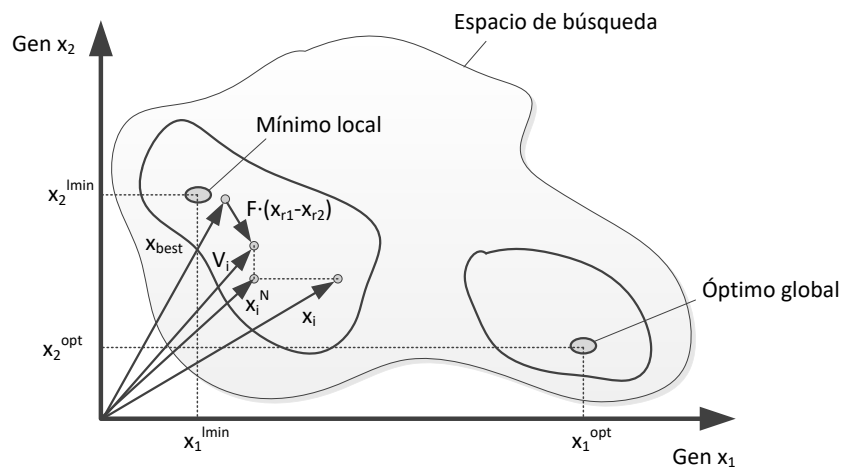


Figura 3.4 Ejemplo de generación de un nuevo individuo  $X_i^N$  en el algoritmo de Evolución Diferencial clásico sin operador de mutación

Para generar un nuevo descendiente  $X_i^N$ , el operador de cruce toma el gen  $x_1$  del antecesor  $V_i$  y  $x_2$  del antecesor  $X_i$ . En la figura, el descendiente  $X_i^N$  parece ser peor que  $X_i$  ya que su distancia al óptimo global es mayor, pero el algoritmo no lo rechaza porque, al estar cerca de un mínimo local, el valor de la función objetivo es menor comparada con la de su antecesor  $X_i$ .

Tal como se observa en la figura 3.4, la pareja  $V_i$  y  $X_i$  genera el descendiente  $X_i^N$  de la siguiente población que no puede acercarse al mínimo global debido a que los valores absolutos de los genes que lo componen son muy diferentes a los del óptimo, de modo que el operador de cruce por sí mismo no es capaz de lograr que el nuevo individuo salga del valle del mínimo local. Por lo tanto, sin la existencia de un operador de mutación que modifique significativamente el valor de alguno de los parámetros de los antecesores, el algoritmo se puede quedar estancado en esta zona.

La figura 3.5 muestra un esquema del proceso de generación de un nuevo individuo partiendo de los mismos antecesores que en la figura 3.4, pero en este caso añadiendo el operador de mutación. En este ejemplo, el valor del gen  $x_1$  del antecesor  $V_i$  sufre una mutación que modifica su valor. De este modo, el nuevo descendiente  $X_i^N$  se aleja del mínimo local y se acerca al óptimo global.

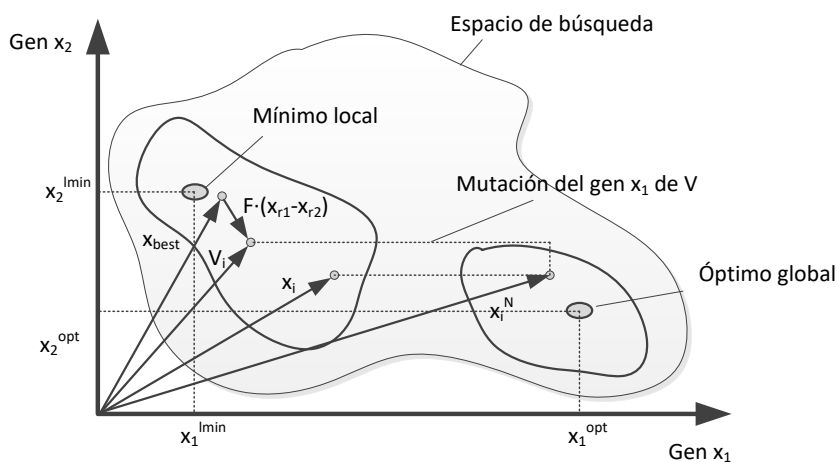


Figura 3.5 Ejemplo de generación de un nuevo individuo  $X_i^N$  en el algoritmo de Evolución Diferencial MUMSA con operador de mutación

Como ya se ha comentado a lo largo de este trabajo, uno de los factores clave en la utilización de técnicas evolutivas, es la forma de definir el error. Obviamente, las unidades utilizadas influyen en el valor numérico del error calculado. Además, cuando se mide un error de posición que es combinación de distancias y ángulos, es conveniente utilizar un factor de corrección que compense los valores de error en distancia y ángulo en función de las unidades utilizadas. En esta Tesis, se han empleado milímetros para las distancias y radianes para los ángulos. El peso de estos dos errores se equilibra a lo largo del proceso de optimización por medio de un factor que se multiplica por el error en radianes. Este error se utiliza internamente para comparar los diferentes mecanismos obtenidos a lo largo del proceso de síntesis y seleccionar el mejor de ellos. Por lo tanto,

las unidades utilizadas no afectan al resultado del proceso de selección, ya que se comparan errores que han sido calculados con las mismas unidades.

# 4

## Diseño de un exoesqueleto personalizado para la rehabilitación de un dedo

---

En este capítulo se desarrolla un exoesqueleto para la rehabilitación de los dedos de la mano tras una lesión o una cirugía de los tendones flexores. Entre las principales aportaciones y ventajas del dispositivo propuesto, destacan las siguientes:

- Está diseñado a medida para cada paciente, de forma que se adapta perfectamente al dedo y reproduce su movimiento de manera precisa.
- Es muy económico, fácil de fabricar y con un control sencillo.
- Puede ser utilizado como férula para inmovilizar el dedo del paciente.

A continuación se expone la metodología propuesta para el diseño del dispositivo y su aplicación práctica al diseño del exoesqueleto de un paciente.

### 4.1. Metodología propuesta

Es esta sección se desarrolla la metodología para diseñar un exoesqueleto que reproduzca fielmente el movimiento del dedo de cada paciente. La técnica presentada puede ser aplicada para reproducir el movimiento de cualquier dedo de la mano, a

excepción del pulgar. Las medidas del dispositivo serán calculadas utilizando técnicas evolutivas de síntesis de mecanismos.

En primer lugar, es necesario definir cuáles son los datos de entrada y cuáles las variables de diseño. Los datos deben ser valores, asociados a los dedos del paciente y a su movimiento, fáciles de medir. Las variables serán las dimensiones de los eslabones y la posición de los apoyos del mecanismo a sintetizar. Una vez definidos estos valores podremos concretar la función objetivo que debe permitir cuantificar la diferencia entre el movimiento del mecanismo sintetizado y el dedo del paciente. Por último, se utilizará el algoritmo evolutivo MUMSA para obtener el valor de las variables que definen el mecanismo. Este debe reproducir el movimiento del dedo del paciente con un error máximo previamente fijado.

Uno de los objetivos del diseño es que sirva de férula para inmovilizar el dedo. Para ello, el tipo de mecanismo debe tener eslabones a los lados del dedo, envolviéndolo para poder asegurar que este no se puede mover. Esto es necesario para poder cumplir la recomendación de utilizar el dispositivo inmediatamente tras la cirugía, permitiendo así iniciar el tratamiento de rehabilitación con movimiento pasivo pocas horas después de la operación.

El espacio ocupado por el exoesqueleto a ambos lados del dedo limita la posibilidad de utilizarlo en dos dedos adyacentes, ya que en ese caso se produciría una colisión entre los dispositivos. Por lo tanto, para poder fabricar un exoesqueleto que actúe al mismo tiempo en los dedos índice, medio, anular y meñique, será necesario utilizar un tipo de mecanismo diferente.

#### 4.1.1. Datos de entrada y variables de diseño

El método propuesto no incluye una síntesis de tipo, sino una síntesis dimensional. Por tanto, antes de abordar el problema, habrá que seleccionar el tipo de mecanismo que será utilizado para reproducir el movimiento del dedo. La figura 4.1 muestra el mecanismo propuesto. En ella, las barras  $L_1$ ,  $L_2$  y  $L_3$  representan las falanges del dedo. El extremo del mismo sigue la trayectoria mostrada en dicha figura.

Este mecanismo se ha diseñado buscando unas determinadas características. Los mecanismos de los exoesqueletos mencionados en el apartado 2.1, actúan por encima del dedo. En nuestro caso, el propio exoesqueleto debe poder hacer las funciones de férula, por lo que se ha buscado un diseño que permita tener articulaciones coincidentes con las de las falanges. De este modo, como ya se ha comentado, el exoesqueleto puede envolver el dedo asegurando su inmovilización.

Además, se ha buscado un mecanismo con seis eslabones, en lugar de los ocho o más que tienen la mayoría de los exoesqueletos para dedos, incluyendo los de un solo grado de libertad [11]. Por último, se han utilizado exclusivamente articulaciones, descartando los pares cinemáticos prismáticos para hacer el dispositivo más robusto, reducir el rozamiento y evitar posibles problemas de desgaste.

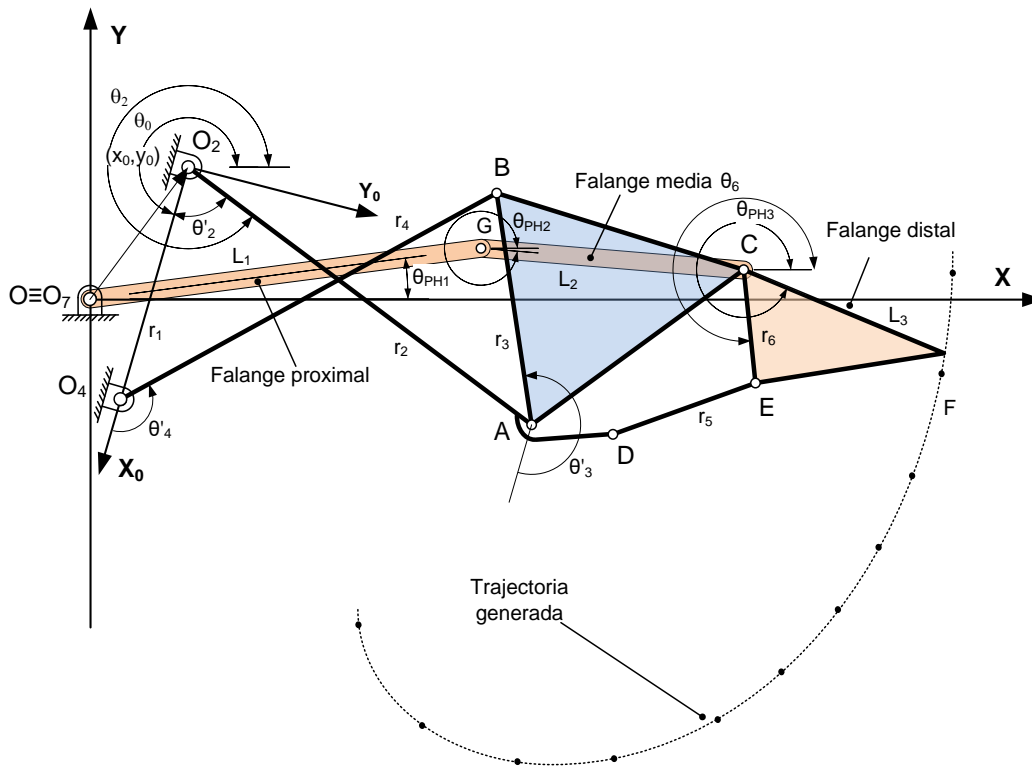


Figura 4.1 Mecanismo propuesto con las variables de diseño definidas sobre el mismo

Los datos de entrada y las variables de diseño del problema se muestran en la tabla 4.1. Es interesante recalcar que el ángulo del eslabón motor  $\theta_2$  es una variable de diseño, y su valor es aquel que consigue que el punto  $F$ , extremo del eslabón 6, ocupe cada uno de los puntos que se obtienen al discretizar la trayectoria deseada (ver figura 4.1). Por otro lado, los ángulos  $\widehat{BAC}$  y  $\widehat{ECF}$  están afectados por la condición impuesta a los lados  $BC$  y  $CF$  de que sean paralelos a las falanges media y distal. Esta condición se formulará como parte de la función objetivo.

En la tabla 4.1 se puede observar que las longitudes de las tres falanges del paciente son datos de entrada del problema. Estas longitudes se pueden medir de forma precisa en una radiografía del dedo dañado.

Además de las longitudes de las falanges, es necesario conocer otras medidas del dedo que serán utilizadas en el diseño del exoesqueleto para asegurar que el dispositivo se adapta con precisión al dedo del paciente. En la figura 4.3a se muestra la anchura del dedo a la altura de cada falange. Estas medidas no se utilizan en el problema de optimización del mecanismo, sino en la fase final de diseño.

Tabla 4.1 Datos de entrada y variables de diseño del problema de síntesis

<i>Datos de entrada</i>	<i>Variables de diseño</i>
$L_1$ : Longitud de la falange proximal	$\theta_2$ : Posición del eslabón motor
$L_2$ : Longitud de la falange media	$x_0, y_0$ : Coordenadas del centro $O_2$
$L_3$ : Longitud de la falange distal	$\theta_0$ : Posición angular del eslabón de referencia $O_2 O_4$
	$r_1$ : Longitud del eslabón de referencia
	$r_2$ : Longitud del eslabón 2 ( $O_2 A$ )
	$r_3$ : Longitud del eslabón 3 ( $AB$ )
	$r_4$ : Longitud del eslabón 4 ( $O_4 B$ )
	$r_{AC}$ : Longitud $AC$
	$\theta_{AC}$ : Ángulo $\widehat{BAC}$
	$r_5$ : Longitud del eslabón 5 ( $DE$ )
	$r_6$ : Longitud del eslabón 6 ( $CE$ )
	$r_D$ : Longitud $O_2 D$
	$\theta_D$ : Ángulo $\widehat{AO_2 D}$
	$\theta_{CF}$ : Ángulo $\widehat{ECF}$

En la figura 4.2 se muestran las longitudes de las falanges proximal, media y distal medidas en la radiografía del dedo de un paciente.

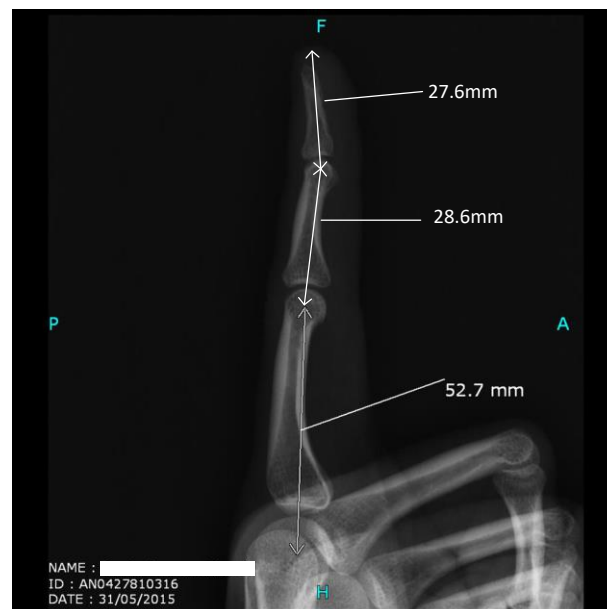


Figura 4.2 Longitud de las falanges proximal, media y distal del dedo índice medidas sobre una radiografía



Para evitar que haya interferencias del mecanismo con la base del dedo es necesario conocer las distancias que hay desde la yema del dedo hasta la piel situada entre el dedo afectado y el de al lado, y desde ahí hasta el centro de la articulación de la falange proximal (ver figura 4.3b). Estos dos últimos valores son utilizados como restricciones en el proceso de síntesis.

Si no se tuviera acceso a una radiografía del dedo afectado, se podrían realizar mediciones suficientemente precisas con ayuda de un pie de rey, sobre el mismo dedo de la mano sana, ya que las dimensiones de los dedos de las dos manos son prácticamente las mismas. Gillam et al. [70] realizaron un estudio con personas de ambos sexos con edades entre 4 y 60 años. Las mayor asimetría entre los dedos índice y anular de las manos derecha e izquierda se obtuvo en mujeres diestras. Las variaciones de longitud máximas medidas entre los dedos de ambas manos fueron de 0,5mm. Esta diferencia produce un error despreciable en el comportamiento del mecanismo como se comprobará más adelante en la aplicación práctica de esta metodología.



Figura 4.3 a) Anchura de las falanges medidas sobre una radiografía del dedo afectado b) Distancia entre el extremo del dedo y la piel de la mano situada entre los dedos

Para poder reproducir el movimiento del dedo del paciente es necesario conocer la trayectoria que sigue un punto de la yema del dedo y el ángulo que forma cada falange con la horizontal, a lo largo del movimiento de flexión-extensión del dedo afectado.

Para obtener esta información, se grabará un video del mismo dedo de la mano sana realizando dicho movimiento. Posteriormente, se analizarán las imágenes con ayuda de la aplicación informática para la edición de video Kinovea®. Esta aplicación, utilizada para estudios de biomecánicos, permite realizar mediciones de valores geométricos a lo largo del movimiento del dedo.

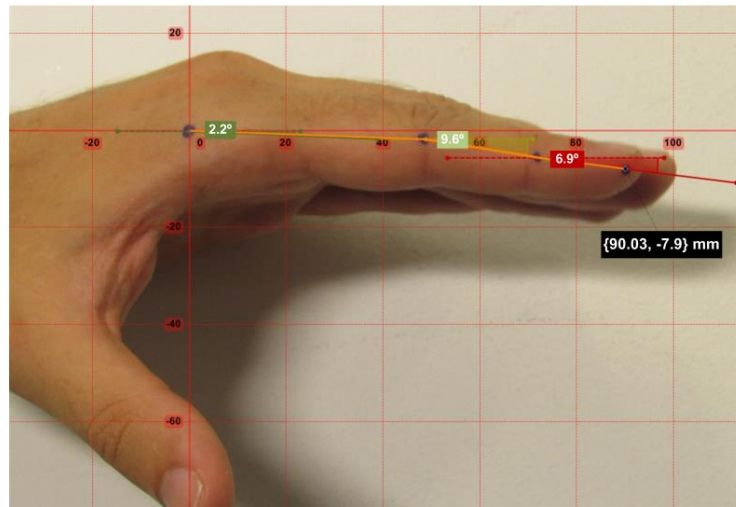


Figura 4.4 Coordenadas de un punto de referencia situado sobre la yema del dedo y ángulos de las falanges, medidos sobre el primer fotograma del video con el dedo extendido

En este caso necesitamos conocer las coordenadas de la posición de un punto de referencia situado sobre la yema del dedo, identificar los segmentos situados entre las articulaciones de las falanges, y medir los ángulos que forman dichos segmentos con un eje de referencia.

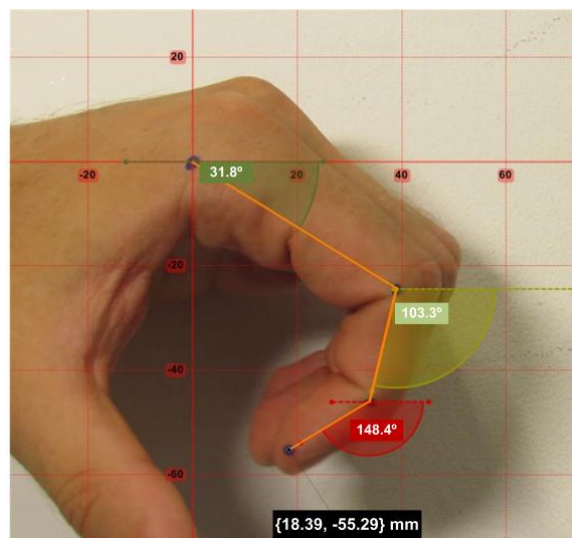


Figura 4.5 Coordenadas de un punto de referencia situado sobre la yema del dedo y ángulos de las falanges, medidos sobre un fotograma correspondiente al dedo flexionado

La figura 4.4 muestra estos valores sobre una imagen extraída de una grabación de video en el instante inicial del movimiento con el dedo extendido. El origen del sistema

de coordenadas cartesianas para definir la posición de la yema del dedo se ha situado en la articulación de la falange proximal.

La figura 4.5 muestra los valores medidos en el instante final del movimiento cuando el dedo está flexionado. El punto de referencia situado sobre la yema del dedo se corresponde con el punto  $F$  del mecanismo de la figura 4.1. La trayectoria deseada para dicho punto se puede definir por medio de las posiciones medidas en el video. El proceso de síntesis debe encontrar las dimensiones del mecanismo que hacen que el punto  $F$  siga dicha trayectoria. Por lo tanto, la trayectoria identificada en la figura 4.1 como "Trayectoria generada" debe pasar por las posiciones identificadas para el punto  $F$ . Además, los ángulos de las falanges del mecanismo deben coincidir con los medidos en el video.

#### 4.1.2. Función objetivo

Una vez conocida la trayectoria deseada para el punto  $F$  y los ángulos deseados para las falanges, pasamos a definir la función objetivo propuesta en este trabajo. Esta función tiene dos partes bien diferenciadas. La primera computa el error cuadrático en distancia entre los puntos de la trayectoria deseada y la posición del punto  $F$  del mecanismo a lo largo de su movimiento. La segunda parte determina el error cuadrático entre los ángulos medidos para las falanges a lo largo del movimiento del dedo sano y los ángulos correspondientes del mecanismo. También se considera la diferencia entre el ángulo medido para la falange media y el ángulo del lado  $BD$  del mecanismo, ya que una vez montado el dispositivo en el dedo, la falange media queda unida al lado  $BC$ .

Para medir el error de posición del punto  $F$  definimos las siguientes matrices:

- $\{F_d^i\} = \{F_{Xd}^i, F_{Yd}^i\}$ : Coordenadas  $X$ ,  $Y$  de la posición de los puntos medidas a lo largo del movimiento del dedo.
- $\{F_g^i\} = \{F_{Xg}^i, F_{Yg}^i\}$ : Coordenadas de los puntos situados sobre la trayectoria generada por el mecanismo sintetizado.

De este modo, la primera parte de la función objetivo se puede formular con la expresión (4.1):

$$f_1(\chi) = \sum_{i=1}^N \left[ (F_{Xd}^i - F_{Xg}^i)^2 + (F_{Yd}^i - F_{Yg}^i)^2 \right] \quad (4.1)$$

Donde  $N$  es el número de puntos a comparar, y  $\chi$  son las variables de diseño incluidas en la tabla 1:  $\chi = [\chi_0, y_0, \theta_0, r_1, r_2, r_3, r_4, r_{AC}, \theta_{AC}, r_5, r_6, r_D, \theta_D, \theta_{CF}, \theta_2^1, \dots, \theta_2^N]$ .

Para obtener  $\{F_g^i\}$ , empezamos definiendo la ecuación de cierre del mecanismo de cuatro barras  $\{r_1, r_2, r_3, r_4\}$  (ver figura 4.1). Una vez calculados los ángulos de las barras 3 y 4, podemos calcular la posición de los puntos  $C$  y  $D$  respecto al sistema de coordenadas absoluto  $OXY$ , cuyo origen queda definido por el centro de la articulación de la falange

proximal. A continuación, analizando la diada  $RR\{r_5, r_6\}$ , obtenemos los ángulos de las barras 5 y 6. Por último, calculamos la posición del punto F respecto al sistema de coordenadas OXY. A continuación, se explica el desarrollo de este proceso con más detalle.

La ecuación (4.2) muestra la ecuación de cierre del mecanismo de cuatro barras formado por los eslabones 1, 2, 3 y 4. Dicha ecuación se ha definido respecto a un sistema de coordenadas  $O_2X_0Y_0$ , con su origen en el apoyo  $O_2$  y con la parte positiva del eje X situada en la dirección del segmento  $O_2-O_4$ .

$$\begin{aligned} r_2 \sin \theta'_2 + r_3 \sin \theta'_3 &= r_4 \sin \theta'_4 \\ r_2 \cos \theta'_2 + r_3 \cos \theta'_3 &= r_1 + r_4 \cos \theta'_4 \end{aligned} \quad (4.2)$$

Las longitudes de los eslabones, así como el ángulo del eslabón 2, son conocidos (ver figura 4.1), siendo las incógnitas del sistema  $\theta'_3$  y  $\theta'_4$ .

Una vez resuelta la ecuación (4.2), calculamos la posición de los puntos B, C y D respecto al sistema de coordenadas  $O_2X_0Y_0$ :

$$\begin{aligned} B_{X_0} &= r_1 + r_4 \cos(\theta'_4) \\ B_{Y_0} &= r_4 \sin(\theta'_4) \\ C_{X_0} &= r_2 \cos \theta'_2 + r_{AC} \cos(\theta'_3 + \theta_{AC}) \\ C_{Y_0} &= r_2 \sin \theta'_2 + r_{AC} \sin(\theta'_3 + \theta_{AC}) \\ D_{X_0} &= r_D \cos(\theta'_2 + \theta_D) \\ D_{Y_0} &= r_D \sin(\theta'_2 + \theta_D) \end{aligned} \quad (4.3)$$

A continuación, calculamos estas posiciones respecto al sistema de coordenadas absoluto OXY:

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} B_X \\ B_Y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos \theta_0 & -\sin \theta_0 \\ \sin \theta_0 & \cos \theta_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} B_{X_0} \\ B_{Y_0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} C_X \\ C_Y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos \theta_0 & -\sin \theta_0 \\ \sin \theta_0 & \cos \theta_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_{X_0} \\ C_{Y_0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} D_X \\ D_Y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos \theta_0 & -\sin \theta_0 \\ \sin \theta_0 & \cos \theta_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_{X_0} \\ D_{Y_0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.4)$$

Una vez conocida la posición de los puntos C y D, analizamos la diada  $RR\{r_5, r_6\}$ . Para ello, calculamos la longitud del segmento CD, el ángulo  $\theta_{CD}$  que forma dicho segmento con la horizontal y el ángulo  $\beta$  que forma con la barra 6.

$$\begin{aligned}\overline{CD} &= \sqrt{(C_X - D_X)^2 + (C_Y - D_Y)^2} \\ \theta_{CD} &= \text{atan}\left(\frac{C_Y - D_Y}{C_X - D_X}\right) \\ \beta &= \text{acos}\left(\frac{\overline{CD}^2 + r_5^2 - r_6^2}{2 \cdot \overline{CD} \cdot r_5}\right)\end{aligned}\quad (4.5)$$

Utilizando los valores obtenidos con la ecuación (4.5), calculamos la posición angular del eslabón 6 y las coordenadas del punto  $E$  respecto al sistema de coordenadas absoluto  $OXY$ . Para ello utilizamos la ecuación (4.6).

$$\begin{aligned}E_X &= D_X + r_5 \cos(\theta_{CD} - \beta) \\ E_Y &= D_Y + r_5 \sin(\theta_{CD} - \beta) \\ \theta_6 &= \text{atan}\left(\frac{E_Y - C_Y}{E_X - C_X}\right)\end{aligned}\quad (4.6)$$

Por último, se obtiene la posición del punto  $F$  respecto al sistema de coordenadas absoluto  $OXY$  con la ecuación (4.7).

$$\begin{bmatrix} F_{Xg} \\ F_{Yg} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_X \\ C_Y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} L_3 \cos(\theta_6 + \theta_{CF}) \\ L_3 \sin(\theta_6 + \theta_{CF}) \end{bmatrix}\quad (4.7)$$

La segunda parte de la función objetivo mide el error cuadrático entre los ángulos deseados y los generados para cada una de las falanges. Además, como ya se ha comentado, se considera el error entre el ángulo de la falange media y el ángulo del lado BC. Esto queda formulado en la ecuación (4.8).

$$f_2(\chi) = \sum_{i=1}^N \left[ (\theta_{PH1d}^i - \theta_{PH1g}^i)^2 + (\theta_{PH2d}^i - \theta_{PH2g}^i)^2 + (\theta_{PH3d}^i - \theta_{PH3g}^i)^2 + (\theta_{PH2d}^i - \theta_{BC}^i)^2 \right]\quad (4.8)$$

Para poder calcular los ángulos de las falanges durante el movimiento, es necesario conocer la posición del punto  $G$  de la diada  $RR\{L_1, L_2\}$  formada por las falanges proximal y media. Para ello, empezamos calculando el ángulo  $\gamma$  entre los segmento  $OC$  y  $OG$ . A continuación obtenemos el ángulo del segmento  $OC$  con la horizontal, y finalmente, calculamos las coordenadas del punto  $G$ .

$$\begin{aligned}\gamma &= \text{acos}\left(\frac{\overline{OC}^2 + L_1^2 - L_2^2}{2 \cdot \overline{OC} \cdot L_1}\right) \\ \theta_C &= \text{atan}\left(\frac{C_Y}{C_X}\right) \\ \begin{bmatrix} G_X \\ G_Y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} L_1 \cos(\theta_C + \gamma) \\ L_1 \sin(\theta_C + \gamma) \end{bmatrix}\end{aligned}\quad (4.9)$$

Utilizando las ecuaciones (4.4), (4.7) y (4.9) se obtienen las siguientes expresiones que definen el ángulo de cada falange y del lado BC con la horizontal.

$$\begin{aligned}\theta_{PH1g} &= \text{atan}\left(\frac{G_Y}{G_X}\right) \\ \theta_{PH2g} &= \text{atan}\left(\frac{C_Y - G_Y}{C_X - G_X}\right) \\ \theta_{PH3g} &= \text{atan}\left(\frac{F_Y - C_Y}{F_X - C_X}\right) \\ \theta_{BC} &= \text{atan}\left(\frac{C_Y - B_Y}{C_X - B_X}\right)\end{aligned}\tag{4.10}$$

Finalmente, el problema de optimización puede ser definido del siguiente modo:

$$\begin{aligned}\min\{f_1(\chi) + M_1 \cdot f_2(\chi) + M_2 \cdot h(\chi)\} \\ \text{sujeto a:} \\ l_{li} \leq x_i \leq l_{si} \quad \forall x_i \in \chi\end{aligned}\tag{4.11}$$

Donde  $h(\chi)$  evalúa la condición secuencial del eslabón 2 para asegurar que las posiciones y ángulos deseados se corresponden con posiciones sucesivas de la manivela. Si dicha condición para el ángulo  $\theta_2$  es verdadera,  $h(\chi) = 0$ . Si la condición es falsa, los ángulos correspondientes a posiciones sucesivas del eslabón motor no van en orden ascendente o descendente y  $h(\chi) = 1$  [23].  $M_1$  and  $M_2$  son factores que penalizan a las funciones  $f_2(\chi)$  y  $h(\chi)$ . El factor  $M_1$  se utiliza para equilibrar la influencia relativa de las funciones  $f_1(\chi)$  y  $f_2(\chi)$ , y  $M_2$  es una constante de valor muy elevado que penaliza la función objetivo cuando las restricciones del problema no se cumplen.

#### 4.1.3. Aplicación del algoritmo evolutivo MUMSA

Para encontrar un mecanismo con un error menor que el prefijado se utilizará el algoritmo MUMSA presentado en el apartado 3.1 de este trabajo. El algoritmo empieza generando una población inicial de  $NP$  mecanismos. Poblaciones formadas por un número de mecanismos entre 50 y 100 se han mostrado suficientes para la resolución de este problema. Cada mecanismo se define con las variables de diseño mostradas en la tabla 4.1. Los valores iniciales se generan de forma aleatoria dentro de unos límites fijados en función de la longitud máxima y mínima admitida para cada eslabón, así como de los valores máximo y mínimo admitidos para cada ángulo.

Para crear una nueva población, el algoritmo evalúa, para cada mecanismo de la población actual, la función objetivo desarrollada en el apartado anterior. A continuación, selecciona el mecanismo con menor error y dos mecanismos más elegidos de forma aleatoria para crear el vector de perturbación  $V$ . En este proceso se utiliza un



factor de probabilidad  $F$  para controlar la perturbación del mejor mecanismo. Los mejores resultados se han obtenido con valores de  $F$  cercanos a 0,4.

A continuación, se cruza cada mecanismo  $i$  de la población actual con  $V$  para generar a un nuevo mecanismo de la nueva población. Si este es mejor que  $i$ , lo sustituirá en la nueva población. Este cruce se realiza con una probabilidad  $CP \in [0,1]$ . Para el tipo de problema que estamos tratando, se han alcanzado buenos resultados en poco tiempo tomado para  $CP$  valores alrededor de 0,6.

La operación de cruce se puede ver afectada por el operador de mutación que modifica de forma aleatoria el valor de una variable de diseño, sumando a su valor original la constante  $\pm range$ . Un valor para  $range$  entre 0.5 y 1 es apropiado para este tipo de problema. La mutación se realiza con una probabilidad  $MP \in [0,1]$ . Para la resolución de este tipo de problema, se recomiendan valores entre 0,1 y 0,2.

El algoritmo se puede programar para que finalice cuando alcanza un número prefijado de iteraciones o cuando el error baja de un valor predeterminado. La experiencia ha demostrado que para conseguir resultados con un error aceptable, es suficiente trabajar con un número de poblaciones entre 10.000 y 50.000. Un número mayor de iteraciones no consigue reducir el error. El error mínimo que se consigue alcanzar para la función objetivo desarrollada en el apartado anterior está alrededor de 40 ( $\text{mm}^2 + \text{rad}^2$ ). El tiempo de cálculo en un ordenador portátil con procesador i7 y 8GB de RAM es de menos de un minuto y medio por cada 10.000 poblaciones de 100 mecanismos.

Debido a la naturaleza de los algoritmos evolutivos, los mecanismos optimizados con una misma función objetivo pueden tener aspectos y proporciones muy diferentes y sin embargo generar errores parecidos. La similitud entre los mecanismos optimizados por el algoritmo cada vez que se ejecuta, se puede controlar principalmente de los siguientes modos:

- Acotando los límites de los valores iniciales de las variables de diseño a un espacio pequeño. Esto no asegura que las variables no puedan tomar valores fuera de este espacio, ya que las operaciones de cruce y mutación modifican su valor. Sin embargo, el número de variables que toman valores fuera del intervalo definido es limitado, y los mecanismos que se obtienen son parecidos. La desviación de los valores finales respecto a los valores iniciales será mayor cuanto mayor sea el número de poblaciones generadas.
- El modo más certero de controlar el mecanismo resultado de la optimización es añadiendo restricciones al problema. De este modo, los mecanismos que no cumplen con una determinada condición, son rechazados. El inconveniente es que esta limitación del espacio de búsqueda de posibles soluciones hace que en muchos casos, el algoritmo no encuentre una solución suficientemente buena.

Los pasos recomendados para llegar a resultados similares en sucesivas ejecuciones del algoritmo son:

- Empezar con un espacio de búsqueda amplio y con el mínimo de restricciones. Normalmente basta con controlar las longitudes de los eslabones 2, 3 y 4, ya que el movimiento del resto de eslabones depende de ellos. Los resultados serán dispares y muchos, aunque tengan un error pequeño, tendrán longitudes y ángulos que hagan inviable su aplicación a un exoesqueleto para el dedo.
- Ejecutar sucesivamente el algoritmo hasta encontrar un mecanismo cuyas proporciones sean válidas, aunque el error sea elevado.
- Limitar las medidas iniciales de las variables de diseño a valores cercanos a los del mecanismo obtenido. Ejecutar el algoritmo hasta conseguir un mecanismo con un error aceptable.

## 4.2. Aplicación práctica y validación de resultados

En esta sección, se realiza el diseño de un exoesqueleto adaptado al dedo índice de un paciente concreto, aplicando la metodología desarrollada en el apartado 4.1. El proceso empieza con la toma de medidas del dedo del paciente que serán utilizados como datos y restricciones a la hora de plantear el problema de síntesis. Una vez concluido el proceso de optimización, se obtienen los parámetros necesarios para generar un modelo 3D con ayuda de un programa de modelado de sólidos. De este modo, se puede llevar a cabo la simulación del funcionamiento del dispositivo y su fabricación con una impresora 3D.

### 4.2.1. Datos de entrada y variables de diseño

En la tabla 4.2 se muestran los valores medidos con la aplicación Kinovea® en un video del dedo de la mano sana, simétrico al dedo afectado. Se han medido las posiciones angulares de las falanges y las coordenadas de la posición del extremo del dedo (ver figura 4.4 y figura 4.5). El origen del sistema de coordenadas se ha situado en la articulación metacarpofalángica. Las mediciones se han realizado en todos los fotogramas, del video y se han tomado dieciséis valores. La distribución de las posiciones que se consideran es importante, ya que afecta al tiempo de cálculo y al propio resultado. Los mejores resultados se obtienen tomando posiciones distribuidas de manera uniforme a lo largo de todo el movimiento de extensión-flexión.

En la tabla 4.2 se observan los valores medidos para las dieciséis posiciones consideradas. En la segunda columna se muestran los valores de  $F_{Xd}$  y  $F_{Yd}$  que representan las coordenadas cartesianas X e Y del punto de referencia tomado en la yema del dedo. Las últimas tres columnas corresponden a los valores medidos para los ángulos que forman las falanges proximal ( $\theta_{PH1d}$ ), media ( $\theta_{PH2d}$ ) y distal ( $\theta_{PH3d}$ ) con la horizontal.



Tabla 4.2 Valores medidos en el video que representan las coordenadas deseadas para el punto  $F$  y los ángulos deseados para cada una de las falanges en el mecanismo a sintetizar

<i>Posición</i>	<i><math>F_{xd}</math> [mm]</i>	<i><math>F_{yd}</math> [mm]</i>	<i><math>\theta_{PH1d}</math> [deg]</i>	<i><math>\theta_{PH2d}</math> [deg]</i>	<i><math>\theta_{PH3d}</math> [deg]</i>
1	90.03	-7.9	-2.2	-9.6	-6.9
2	82.33	-31.78	-9.7	-30.2	-39.7
3	77.75	-39.24	-12.9	-37.5	-48.8
4	70.57	-47.6	-17.3	-46.1	-62.2
5	65	-52.6	-20	-51.8	-70.4
6	52.54	-57.98	-22.4	-65.5	-90.6
7	43.63	-61.51	-26.1	-73.7	-103.2
8	31.39	-60.9	-29.6	-87.4	-122
9	18.39	-55.29	-31.8	-103.3	-148.4
10	13.01	-52.54	-34.5	-111.6	-160.4
11	7.34	-47.06	-36.4	-121.5	-175.5
12	4.17	-43.02	-38.4	-128.5	-186.2
13	1.67	-40.11	-40.4	-136	-194.2
14	-0.54	-36.46	-42.6	-141.6	-202.7
15	-3.49	-32.71	-46.9	-151.6	-213.5
16	-5.45	-29.57	-50.7	-159.9	-221.5

El proceso de optimización pretende encontrar las medidas del mecanismo mostrado en la figura 4.1, cuyo punto  $F$  reproduzca la trayectoria del extremo del dedo del paciente y cuyas barras  $L_1$ ,  $L_2$  y  $L_3$  tengan la misma posición angular que la medida para la falange proximal, media y distal, respectivamente. Además de las posiciones, habrá que tener en cuenta que las longitudes de los segmentos  $L_1$ ,  $L_2$  y  $L_3$  deben coincidir con las de las falanges proximal, media y distal, medidas en la radiografía mostrada en la figura 4.2. Esto es necesario para que el exoesqueleto se adapte al dedo del paciente.

Estamos por tanto ante un problema de síntesis de trayectoria y de generación de funciones. El eslabón motor debe ocupar dieciséis posiciones sucesivas para replicar las posiciones del punto  $F$  y de las falanges. Sin embargo, la síntesis no tiene prescripción de tiempo, es decir, no se pretende controlar las posiciones concretas del eslabón motor que hacen que el mecanismo ocupe una determinada posición.

Teniendo en cuenta todo lo explicado en la sección 4.1, el problema de optimización se puede definir del siguiente modo:

- *Parámetros de entrada.* Definidos por las longitudes de las falanges proximal ( $L_1$ ), media ( $L_2$ ) y distal ( $L_3$ ):

$$L_1 = 52.7 \text{ mm}, L_2 = 28.6 \text{ mm}, L_3 = 27.6 \text{ mm}$$

- *Variables de diseño.* Se corresponden con los parámetros que definen el mecanismo de la figura 4.1:

$$\chi = [x_0, y_0, \theta_0, r_1, r_2, r_3, r_4, r_{AC}, \theta_{AC}, r_5, r_6, r_D, \theta_D, \theta_{CF}, \theta_2^1, \dots, \theta_2^N]$$

- *Trayectoria deseada.* Viene definida por las coordenadas X e Y de las posiciones de un punto de referencia situado sobre la yema del dedo. Los valores se toman de la segunda y tercera columnas de la tabla 4.2:

$$\{F_d^i\} = \begin{Bmatrix} (90.03, -7.9) & (82.33, -31.78) & (77.75, -39.24) & (70.57, -47.6) \\ (65, -52.6) & (52.54, -57.98) & (43.63, -61.51) & (31.39, -60.9) \\ (18.39, -55.29) & (13.01, -52.54) & (7.34, -47.06) & (4.17, -43.02) \\ (1.67, -40.11) & (-0.54, -36.46) & (-3.49, -32.71) & (-5.45, -29.57) \end{Bmatrix}$$

- *Posición deseada para los eslabones.* En este paso se define la posición de los segmentos  $L_1$ ,  $L_2$  y  $L_3$  del mecanismo, cuyos ángulos deben coincidir con los medidos para las falanges del paciente. Los ángulos deseados se muestran en las tres columnas de la derecha de la tabla 4.2:

$$\theta_{PH1} = \begin{Bmatrix} -2.2^0 & -9.7^0 & -12.9^0 & -17.3^0 & -20^0 & -22.4^0 & -26.1^0 & -29.6^0 \\ -31.8^0 & -34.5^0 & -36.4^0 & -38.4^0 & -40.4^0 & -42.6^0 & -46.9^0 & -50.7^0 \end{Bmatrix}$$

$$\theta_{PH2} = \begin{Bmatrix} -9.6^0 & -30.2^0 & -37.5^0 & -46.1^0 & -51.8^0 & -65.5^0 & -73.7^0 & -87.4^0 \\ -103.3^0 & -111.6^0 & -121.5^0 & -128.5^0 & -136^0 & -141.6^0 & -151.6^0 & -159.9^0 \end{Bmatrix}$$

$$\theta_{PH3} = \begin{Bmatrix} -6.9^0 & -39.7^0 & -48.8^0 & -62.2^0 & -70.4^0 & -90.6^0 & -103.2^0 & -122^0 \\ -148.4^0 & -160.4^0 & -175.5^0 & -186.2^0 & -194.2^0 & -202.7^0 & -213.5^0 & -221.5^0 \end{Bmatrix}$$

- *Límites de las variables.* Por un lado, las longitudes iniciales de los eslabones se limitan a 40mm para controlar el tamaño del dispositivo. Por otro lado, definen los ángulos inicialmente con un valor situado entre 0 y  $2\pi$  radianes:

$$r_1, r_2, r_3, r_4, r_5, r_6, r_{AC}, r_D, y_0 \in [0, 40] \quad \theta_{AC}, \theta_D, \theta_{CF}, \theta_2^i \in [0, 2\pi]$$

- *Restricciones.* Para evitar la interferencia entre el mecanismo y la piel de la mano situada entre el dedo afectado y el de al lado, la coordenada X del punto  $O_2$  debe ser mayor de 28,8mm (ver figura 4.3b). Hay que recordar que el origen de coordenadas está situado en la articulación metacarpofalángica. Para este problema se ha tomado un valor mínimo de 29mm. Además, para que  $O_2$  se sitúe encima de  $O_4$ , el ángulo  $\theta_0$  debe estar situado en el cuarto cuadrante. Por último, los valores del ángulo de entrada deben estar ordenados:

$$x_0 \in [29, 40], \quad \theta_0 \in \left[\frac{3\pi}{2}, 2\pi\right], \quad \theta_2^i < \theta_2^{i+1}$$

- *Parámetros del algoritmo.* Los parámetros que se han utilizado para resolver el problema son los siguientes:

$$NP=100, CP=0.4, MP=0.2, range=0.5, F=0.6, itermax=20.000$$

Donde, como se ha explicado en la sección 3.2,  $NP$  representa la población inicial,  $CP$  es el factor de probabilidad de cruce,  $MP$  es el factor de probabilidad del operador de mutación,  $range$  acota la variación del valor de una variable de diseño en el proceso de mutación,  $F$  es un valor que controla la perturbación del mejor individuo de la población e  $itermax$  es el número de iteraciones programado hasta que se detenga en algoritmo.

El valor de los parámetros del algoritmo utilizado en este trabajo son fruto de la experiencia. Gracias al poco coste computacional, los tiempos de cálculo son de pocos minutos. Esto permite ajustar en poco tiempo estos parámetros para conseguir buenos resultados. Sin embargo, existe una técnica de autoajuste desarrollada por miembros del equipo de investigación al que pertenece el autor de esta Tesis, que permite resolver el problema sin necesidad de fijar previamente los valores de los parámetros  $CP$ ,  $MP$ ,  $range$  y  $F$  [71].

#### 4.2.2. Resultados

A continuación se muestran y analizan los resultados obtenidos al resolver el problema aplicando el algoritmo y la función objetivo propuestos. El algoritmo se ha ejecutado de forma secuencial hasta realizar 20.000 iteraciones.

Los resultados obtenidos para las variables de diseño se muestran en la tabla 4.3. Estos resultados definen un mecanismo que es capaz de reproducir el movimiento del dedo del paciente con un error de  $44,17 \text{ mm}^2 + \text{rad}^2$ . En la tabla se puede observar que la posición del eslabón 2 va desde  $6,438887 \text{ rad}$  hasta los  $4,714827 \text{ rad}$ . Esto nos da un ángulo de giro desde la posición extendida hasta la posición flexionada de  $1,724 \text{ rad}$  o  $98,78^\circ$ . Por lo tanto a la hora de seleccionar el servomotor habrá que tener en cuenta que este debe permitir un giro de, al menos,  $99^\circ$ .

En la figura 4.6 se ha representado este mecanismo junto a la trayectoria seguida por el punto  $F$ . En ella se pueden observar los puntos objetivo representados con círculos, y los puntos seguidos por el mecanismo con una cruz.

Una vez obtenido el mecanismo, podemos comprobar que la posición del apoyo  $O_2$  se corresponde con las dos restricciones aplicadas al problema. Por un lado, en la figura se observa que el apoyo  $O_2$  queda situado encima del apoyo  $O_4$ . Por otro lado, en la tabla 4.3 se puede comprobar que el valor de  $x_0$  es  $29 \text{ mm}$ . Este valor corresponde a la distancia mínima admitida entre el apoyo  $O_2$  y la articulación metacarpofalángica (representada por  $O$  en la figura 4.6).

Tabla 4.3 Resultados obtenidos tras resolver el problema de síntesis. En la parte inferior de la tabla se incluye el valor del error calculado con las ecuaciones (4.1) y (4.8)

<i>Mecanismo propuesto</i>		<i>Posiciones del eslabón motor</i>	
$r_1$ [mm]	19.097291	$\theta_2^1$ [rad]	6.438887
$r_2$ [mm]	32.495716	$\theta_2^2$ [rad]	6.080352
$r_3$ [mm]	28.069289	$\theta_2^3$ [rad]	5.953821
$r_4$ [mm]	28.564681	$\theta_2^4$ [rad]	5.806142
$r_{AC}$ [mm]	19.077990	$\theta_2^5$ [rad]	5.708697
$\theta_{AC}$ [rad]	-3.051444	$\theta_2^6$ [rad]	5.529763
$r_5$ [mm]	13.953434	$\theta_2^7$ [rad]	5.392375
$r_6$ [mm]	12.513065	$\theta_2^8$ [rad]	5.277358
$r_D$ [mm]	34.309532	$\theta_2^9$ [rad]	5.098184
$\theta_D$ [rad]	0.0034449	$\theta_2^{10}$ [rad]	5.045747
$\theta_{CF}$ [rad]	1.5206839	$\theta_2^{11}$ [rad]	4.960712
$x_0$ [mm]	29.000000	$\theta_2^{12}$ [rad]	4.908279
$y_0$ [mm]	0.0367892	$\theta_2^{13}$ [rad]	4.866048
$\theta_0$ [rad]	4.7123889	$\theta_2^{14}$ [rad]	4.823393
		$\theta_2^{15}$ [rad]	4.768722
		$\theta_2^{16}$ [rad]	4.714827
<b>Error [mm<sup>2</sup>+rad<sup>2</sup>]</b>		<b>44.17</b>	

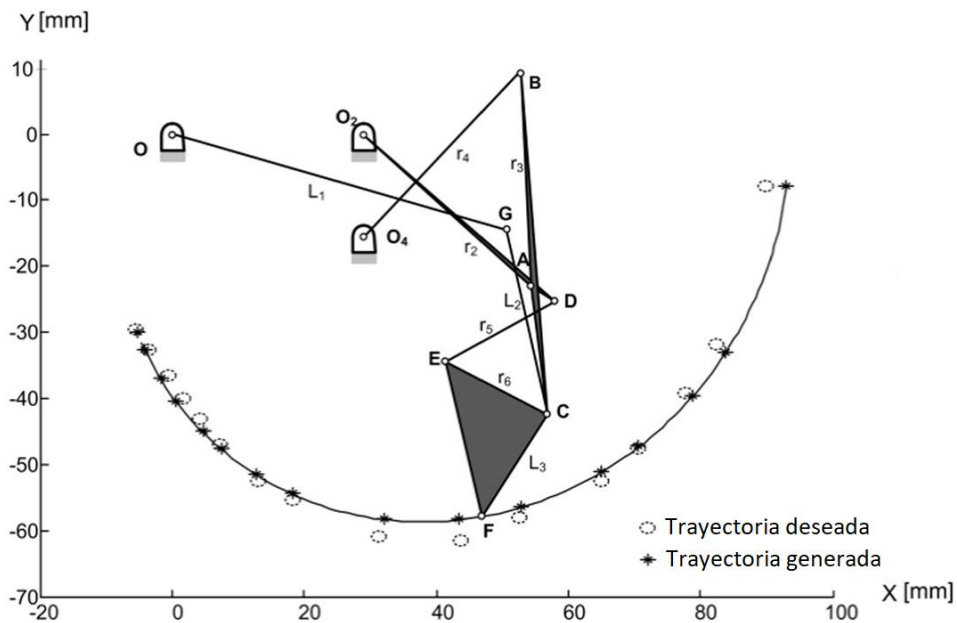


Figura 4.6 Mecanismo obtenido. Trayectoria seguida por el punto de referencia de la yema del dedo (deseada) frente a la trayectoria descrita por el punto F del mecanismo (generada)

En la figura 4.7 se pueden observar las diferencias entre los ángulos de las falanges del dedo del paciente durante el movimiento de extensión-flexión del dedo y los ángulos equivalentes en el mecanismo.

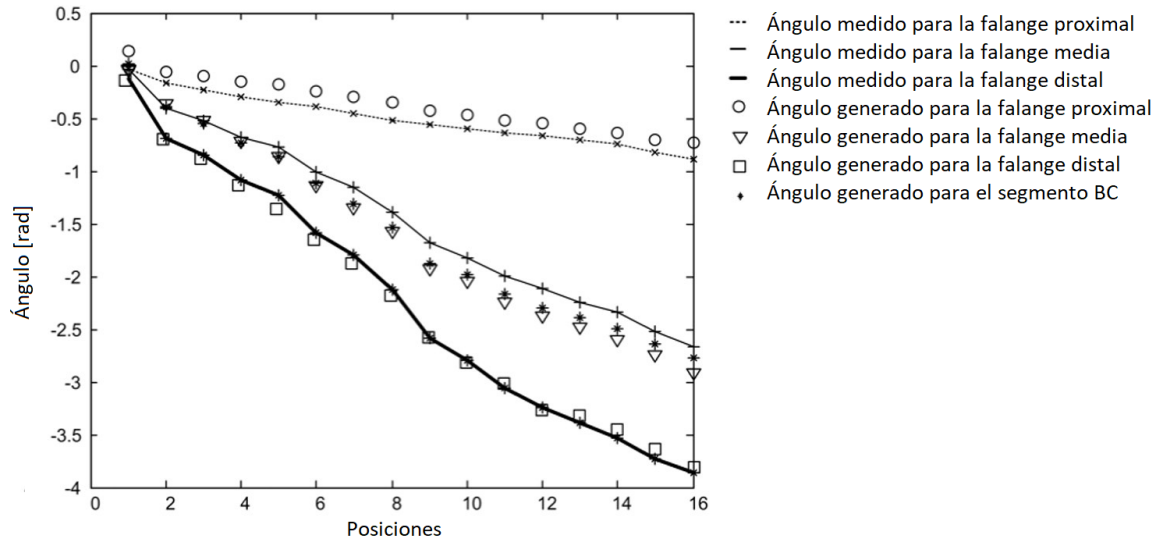


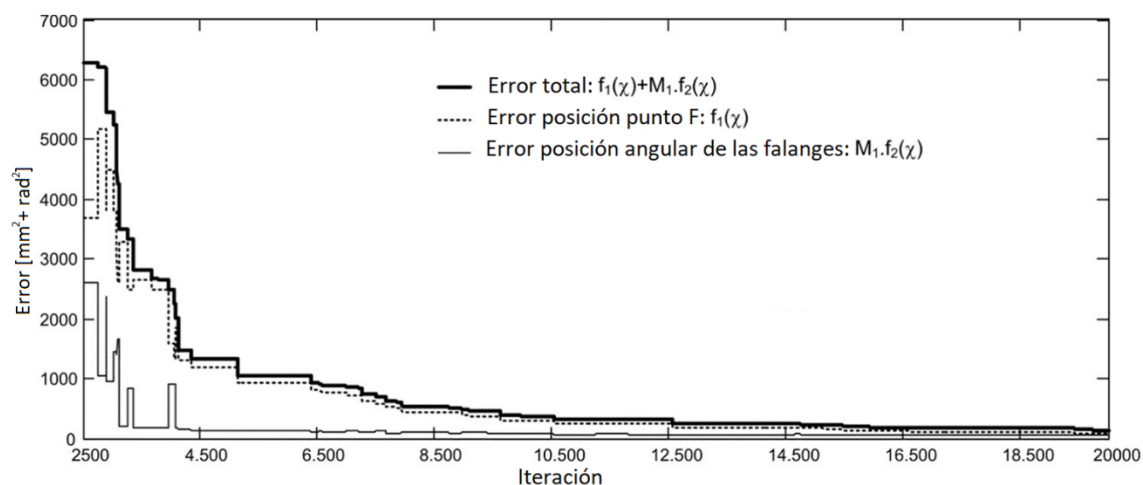
Figura 4.7 Ángulos de las falanges del dedo (ángulos medidos) frente a los ángulos descritos por las falanges del mecanismo y por el segmento BC (ángulos generados)

En la figura 4.8 se ha representado la evolución del error del mecanismo obtenido a lo largo de las 20.000 iteraciones realizadas. La figura muestra con línea discontinua el error de posición del punto  $F$ , con línea continua fina, el error de los ángulos de las falanges y con línea continua más gruesa, el error total. La gráfica representa los errores obtenidos a partir de la población 2.500 para evitar tener que utilizar una escala vertical demasiado elevada que no permitiría apreciar la disminución del error cuando este alcanza valores bajos.

En la gráfica se observa que el error de posición del punto  $F$  y ángulo de las falanges fluctúa según va evolucionando la población. Sin embargo, el error total formulado con la función objetivo definida en el apartado 4.1.2, decrece progresivamente a lo largo del proceso de optimización. Se observa cómo el error disminuye de forma muy rápida entre las poblaciones 2.500 y 4.500. A medida que se van alcanzando valores de error más pequeños, su reducción se realiza de forma cada vez más lenta hasta la última iteración.

En las poblaciones iniciales, no representadas en la gráfica por problemas de escala, el error es  $10^6$ . Este valor es igual al del factor  $M_2$  de la ecuación (4.11) que penaliza la función objetivo cuando no se cumplen las restricciones del problema. Por lo tanto, los mecanismos generados con los valores de las variables iniciales elegidos por el algoritmo no son una solución válida para el problema. Cuando el algoritmo encuentra un mecanismo que cumple con las restricciones, las operaciones de cruce y mutación se encargan de generar nuevos mecanismos con error cada vez menor, hasta alcanzar un

error aproximado de  $6.300 \text{ mm}^2 + \text{rad}^2$  en la generación 2.500, que es el primero representado en la gráfica.



Para comprobar la convergencia del algoritmo de optimización MUMSA, este ha sido ejecutado 100 veces con las condiciones descritas en la sección 4.2.1. La figura 4.9 muestra la evolución de la población obtenida como mejor solución al final de cada ejecución del algoritmo. La línea superior del rectángulo azul representa el valor cuartil superior del error. La línea inferior del mismo rectángulo es el valor cuartil inferior del error. La línea roja dentro del rectángulo es la mediana del error. El resto de resultados se han representado con cruces en color rojo fuera de estos rectángulos.

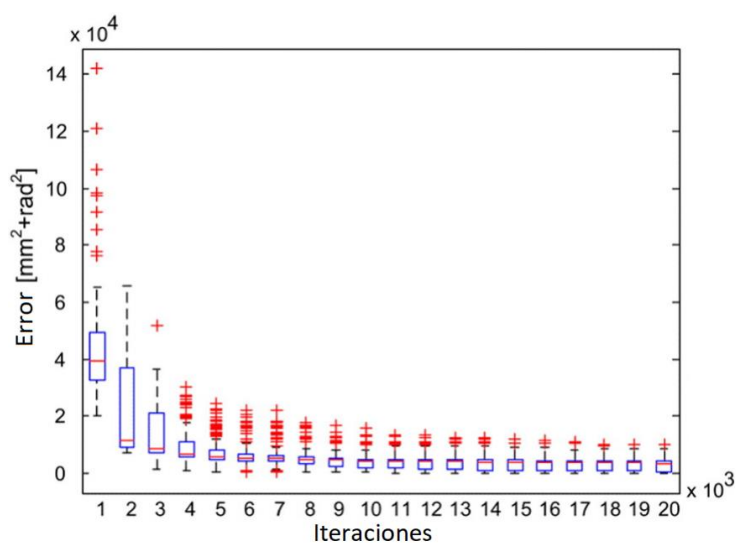


Figura 4.9 Parámetros estadísticos a lo largo de 20.000 iteraciones cuando el algoritmo MUMSA se ejecuta 100 veces

De nuevo se han tenido que eliminar de la gráfica los resultados con valores muy elevados por problemas de escala. Aquellos mecanismos que no cumplen las restricciones del problema en las primeras generaciones, y que por tanto tienen un error de  $10^6$ , no han sido representados. Esto afecta a la representación del error de las primeras 1000 generaciones.

En la gráfica se observa como inicialmente las soluciones se encuentran muy dispersas, sin embargo, tras pocas iteraciones el error baja rápidamente. También se puede comprobar cómo la mediana del error decrece progresivamente, obteniéndose el mejor resultado en la última iteración.

La figura 4.10 muestra los resultados obtenidos para las 100 iteraciones en forma de gráfico circular. En el mismo se puede apreciar cómo el error calculado con la función objetivo está por debajo de 500 en un 27% de las ejecuciones, y por debajo de 100 en un 10% de los casos.

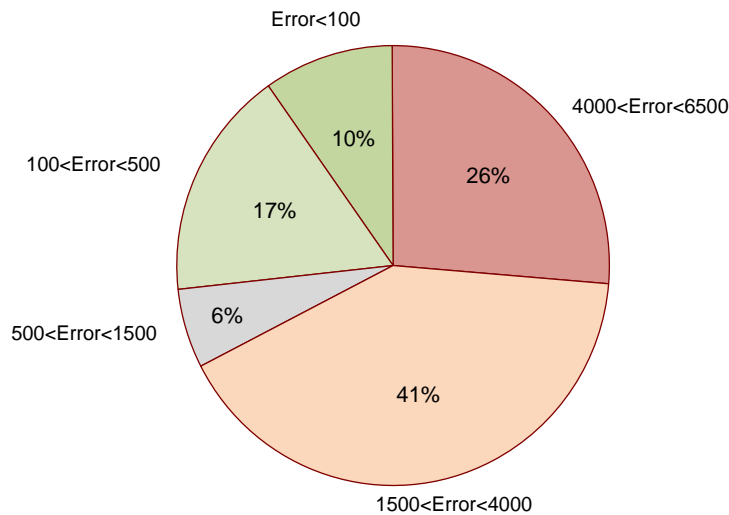


Figura 4.10 Error en  $\text{mm}^2 + \text{rad}^2$  de la mejor solución del mismo problema para 100 ejecuciones del algoritmo MUMSA

Para asegurar que obtenemos una solución suficientemente buena, se puede programar el algoritmo para que este se ejecute sucesivamente almacenando en una matriz el resultado obtenido en cada iteración. Esto se suele hacer la primera vez que abordamos un problema, ya que no tenemos información sobre el error mínimo que podemos esperar del algoritmo. Una vez conocido, se puede ejecutar el algoritmo para el mismo tipo de problema con distintos datos varias veces seguidas, hasta obtener un error aceptable.

Una forma de conseguir la convergencia de los resultados es controlando los valores iniciales de las variables elegidos por el algoritmo de forma aleatoria dentro de un espacio limitado. Los límites de dicho espacio de búsqueda pueden reducirse, una vez



obtenida una solución satisfactoria. De este modo, los primeros mecanismos que el algoritmo propone como resultado del problema están cerca de la solución, ya que la forma de mover el dedo de los distintos pacientes es parecida.

Además, de este modo el algoritmo llega a obtener una buena solución en muy poco tiempo, por lo que el número de iteraciones programada puede ser pequeña. De hecho, no interesa que el algoritmo genere un número muy elevado de poblaciones porque el hecho de controlar los límites de las variables no garantiza que la solución se encuentre dentro de dichos límites, ya que a lo largo del proceso de mutación y cruce se pueden generar valores fuera de los límites establecidos. Como ya se ha visto, para garantizar que los valores permanecen dentro de unos límites, es necesario definir restricciones, pero cuantas más restricciones se establecen, mayor probabilidad hay de que el algoritmo no encuentre una solución válida para el problema.

#### 4.2.3. Estudio de la influencia en el error del posicionamiento del exoesqueleto

Para asegurar la correcta posición del exoesqueleto respecto al dedo, se utilizan unas cintas de velcro que unen la base donde va montado el motor a la mano y que se aprietan cuando la yema del dedo toca el extremo del dispositivo. Al estar este fabricado a medida para el paciente, el ajuste debe ser preciso.

A pesar de ello, se ha llevado a cabo un estudio de cómo afecta al comportamiento del mecanismo una pequeña desviación cuando se monta el dispositivo en el dedo. Al haberse previsto su montaje haciendo tope la yema del dedo en el extremo del dispositivo, la única opción de mal posicionamiento sería que la yema no llegue a tocar el extremo, y por tanto, que los centros  $O_2$  y  $O_4$  se sitúen fuera de la posición prevista, desplazándose hacia el extremo del dedo.

Por ello, se han comparado las trayectorias del punto de referencia ( $F$ ) y los ángulos de las falanges proximal, media y distal para la posición correcta, y para otras dos posiciones en las que el dispositivo se ha desplazado hacia el extremo del dedo 1mm y 2mm. Es decir, se estudia cómo afecta a la precisión del mecanismo el hecho de dejar 1mm y 2mm de espacio libre, entre la yema del dedo y el extremo del dispositivo.

Los errores medios obtenidos pueden dar una idea del error cometido de una forma sencilla. En el caso de adelantar los apoyos del mecanismo 1mm, se obtiene un error medio de 0.1mm para la trayectoria del extremo del dedo y  $0.04^\circ$  para el ángulo de las falanges, mientras cuando los apoyos se adelantan 2mm, los errores medios son de 0.3mm y  $0.08^\circ$  respectivamente.

La figura 4.11 muestra la trayectoria seguida por el punto  $F$  del mecanismo cuando los centros  $O_2$  y  $O_4$  se encuentran adelantados respecto a la posición considerada en el proceso de diseño. Se puede observar como una diferencia de posición de los apoyos de 1mm y 2mm hacia delante, modifica la trayectoria del punto  $F$  de forma muy leve.



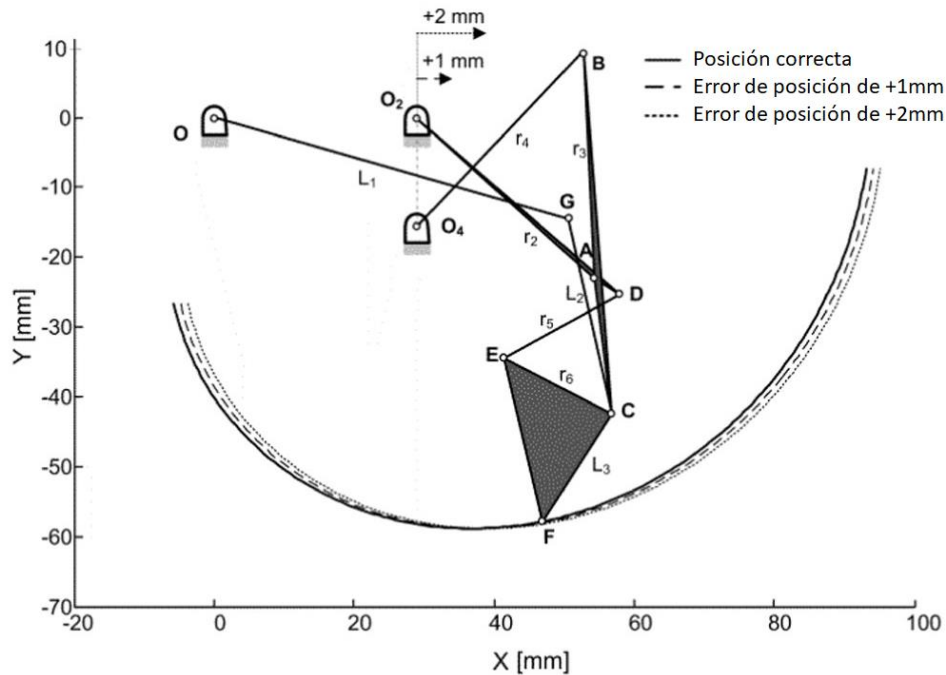


Figura 4.11 Trayectoria seguida por el punto de referencia del dedo con los apoyos  $O_2$  y  $O_4$  del mecanismo en la posición correcta y con los apoyos avanzados 1mm y 2mm hacia el extremo

En la posición extendida, el extremo del dedo se sitúa ligeramente más adelantado que cuando el dispositivo se monta de forma correcta. Sin embargo, cuando el dedo está en la posición más flexionada, su extremo se sitúa en una posición un poco más retrasada que la esperada. Cuando la yema del dedo se encuentra en la vertical de los apoyos  $O_2$  y  $O_4$ , su posición no depende del desplazamiento horizontal de los apoyos y coincide para todos los casos.

En la figura 4.12 se representa cómo afecta el error de montaje mencionado a los ángulos de las tres falanges en cada una de las 16 posiciones analizadas. Se observa que las posiciones angulares de las falanges proximal y media son ligeramente diferentes cuando el dispositivo está montado en una posición avanzada. Sin embargo, el ángulo de la falange distal es idéntico en los tres casos analizados, ya que su valor coincide con el del segmento  $CF$  que forma parte del propio mecanismo.

El hecho de que la trayectoria de la yema del dedo sea ligeramente diferente, o que los ángulos de las falanges varíen levemente cuando los apoyos se adelantan un poco, no supone forzar el dedo, ya que en todos los casos este se mueve dentro del rango de movimientos admisibles para el mismo, ya que la forma de mover el dedo no es exactamente siempre la misma. De hecho, si se graban varios videos del movimiento de flexión-extensión del dedo del mismo sujeto, se obtienen trayectorias para la yema del dedo y ángulos para las falanges ligeramente distintas en cada uno de ellos.

Por último, se han calculado las funciones de error  $f_1(\chi)$  y  $f_2(\chi)$  para las posiciones del punto y los ángulos de las falanges. Los valores obtenidos se muestran en la tabla 4.4. Se han utilizado milímetros para medir el error en distancia y radianes para medir el error en ángulo. El peso de estos dos errores se equilibra a lo largo del proceso de optimización por medio de un factor  $M_1 = 20$  en la ecuación (4.11).

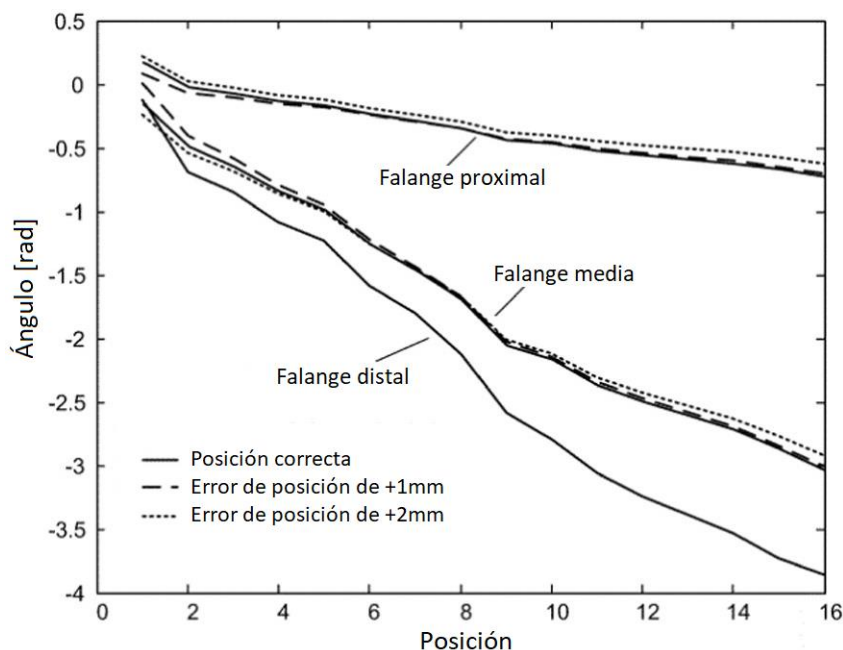


Figura 4.12 Ángulos de las falanges del mecanismo para la posición correcta de los apoyos  $O_2$  y  $O_4$  del mecanismo y con los apoyos avanzados 1mm y 2mm hacia el extremo

En la figura 4.8 se aprecia la relación entre estos dos errores una vez aplicado el factor  $M_1$ . Se puede observar que el error de posición del punto  $F$  sigue siendo mayor que el de los ángulos de las falanges a lo largo de las 20.000 iteraciones. De este modo, a la hora de seleccionar al mejor mecanismo, se le da más importancia a replicar la trayectoria de  $F$  que a ocupar los mismos ángulos que las falanges.

Tabla 4.4 Valor de los términos de la función de error cuando los apoyos  $O_2$  y  $O_4$  se montan correctamente y cuando desplazan hacia adelante 1mm y 2mm

	<i>Posición con las especificaciones originales</i>	<i>Posición con +1 mm de error para los apoyos</i>	<i>Posición con +2 mm de error para los apoyos</i>
$f_1(\chi)$ [mm <sup>2</sup> ]	41.1525	66.4573	123.7621
$f_2(\chi)$ [rad <sup>2</sup> ]	3.0258	2.8875	3.1106

#### 4.2.4. Dispositivo propuesto

Los resultados obtenidos a partir de la resolución del problema de síntesis, se han introducido en un modelo paramétrico del exoesqueleto, previamente creado en el programa de modelado de sólidos SolidWorks®. Este modelo tiene una geometría ajustable en función de los valores obtenidos para las variables de diseño del mecanismo y las medidas de las falanges del paciente.

En la figura 4.13 se muestra una imagen obtenida del modelo, donde además del exoesqueleto, se puede apreciar el soporte del dispositivo que va unido al dorso de la mano. En cada lateral del soporte se aprecia una ranura para unir el dispositivo a la mano por medio de una cinta de Velcro.

En la misma figura se puede ver el motor alojado en una caja sobre el soporte del dispositivo. El movimiento se transmite hasta el eslabón de entrada del mecanismo por medio de una barra articulada. También se aprecia el cable de conexión con el controlador. Este último se monta en una caja independiente no mostrada en la figura, que además aloja las baterías. Dicha caja va unida al antebrazo por medio de dos cintas más.

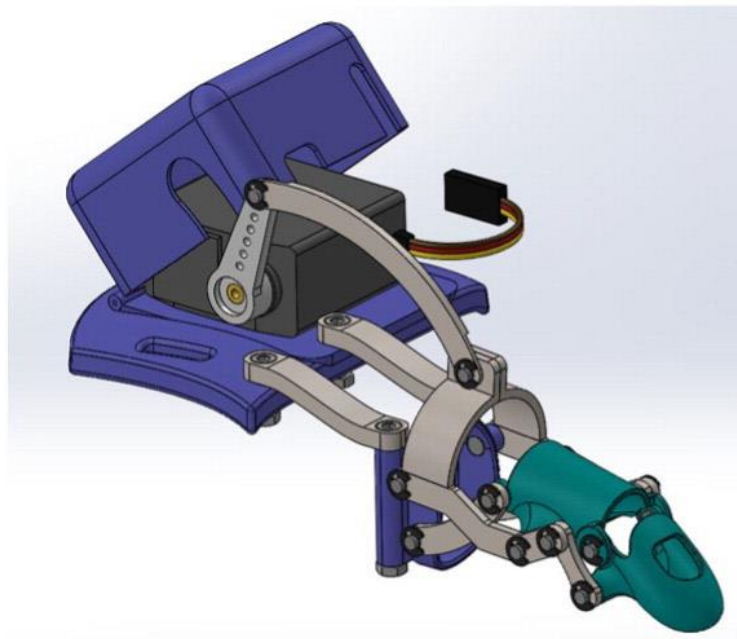


Figura 4.13 Modelo paramétrico desarrollado en SolidWorks®

El modelo permite, además de la simulación del funcionamiento del dispositivo, la fabricación de sus componentes con una impresora 3D. Para ello, se genera un fichero tipo .stl de cada uno de los componentes desde SolidWorks®, y una vez impresos, se procede al ensamblaje del conjunto.

Las piezas fijas unidas al eslabón de referencia, y que por tanto no tienen movimiento, se unen por medio de tornillos métrica 3 con tuerca. Para enlazar los eslabones con movimiento, cada articulación dispone de un agujero circular de 3.4mm donde se han montado pequeños pernos de acero de 3mm de diámetro. La tolerancia entre alojamiento y perno es de 0.2mm en radio y viene condicionada por la resolución de la impresora con la que se imprime el dispositivo. El cierre lateral se asegura por medio de un clip alojado en una ranura de 0.6mm de anchura y 0.35mm de profundidad, situada en el extremo de cada perno.

En la figura 4.14 se puede observar el dispositivo ensamblado. En la imagen se aprecian los pernos de acero de las articulaciones y los clips utilizados para asegurar su cierre axial. También se puede observar la cinta utilizada para unir el dispositivo con la mano. En las pruebas realizadas este sistema se ha mostrado efectivo, aunque si fuera necesario, se podría montar una segunda cinta abrazando la muñeca para asegurar que el dispositivo no se desplace hacia el extremo del dedo.

En la imagen de la figura 4.14 se ha dibujado el esquema cinemático del mecanismo, superpuesto con el dispositivo. Se aprecia que la articulación metacarpofalángica se sitúa entre los apoyos  $O_2$  y  $O_4$ . Por su parte, la articulación interfalángica proximal se encuentra muy cerca de la articulación  $B$ . Finalmente, la articulación interfalángica distal coincide exactamente con la articulación  $C$  y el extremo de la yema del dedo coincide con el punto  $F$ .

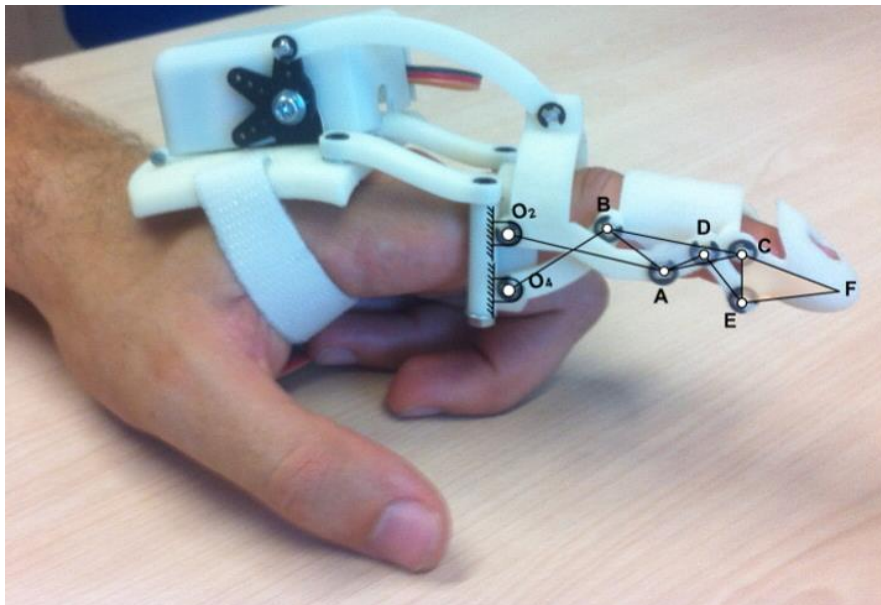


Figura 4.14 Dispositivo fabricado con una impresora 3D con un esquema cinemático del mecanismo superpuesto sobre el mismo

El movimiento se genera con un servomotor del fabricante Power HD modelo Digital Servo 9150MG con un par máximo de 16kg-cm. La alimentación se asegura por medio

de cuatro baterías tipo LR6-AA de 1,5V montadas en paralelo para suministrar una tensión total de 6V. Se ha elegido este motor por disponer del par necesario, y al mismo tiempo ser muy compacto y ligero. Sus dimensiones son 55,5x47x20mm y su peso 61gr. Admite un giro de hasta 180°, muy por encima de los 99° necesarios en el eslabón motor para completar el movimiento de extensión-flexión (ver tabla 4.3).

El sistema se controla con una placa Arduino® UNO que requiere una alimentación de 9V suministrada por una batería dedicada tipo 6LF22. El motor se puede activar manualmente o automáticamente. En el primer caso se actúa sobre el motor por medio de un potenciómetro lineal de 220k $\Omega$  de eje rotatorio que permite controlar la velocidad de giro. En el segundo caso tanto el rango de movimiento como su velocidad están previamente programados y sólo se puede iniciar o detener el movimiento.

La rehabilitación con movimiento pasivo requiere que al inicio del tratamiento la amplitud del movimiento sea muy pequeña, prescribiéndose ejercicios lentos con un recorrido muy corto. La amplitud del desplazamiento va aumentando gradualmente a lo largo del tratamiento, hasta alcanzar en las últimas etapas el movimiento completo de flexión-extensión.

Tanto la amplitud como la velocidad del desplazamiento y el número de ciclos o tiempo de duración del ejercicio, pueden ser ajustados de forma sencilla por el médico o el fisioterapeuta con ayuda de un ordenador. Estos datos se almacenan en el propio dispositivo, de manera que el paciente sólo tiene la opción de conectar el exoesqueleto en modo automático para iniciar el ejercicio y desconectarlo al finalizar.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## Diseño de un exoesqueleto personalizado para la mano

---

En este capítulo se desarrolla una evolución del diseño anterior, con las modificaciones necesarias para permitir que el exoesqueleto pueda mover todos los dedos de la mano a excepción del pulgar. Las características del problema obligan a partir de un tipo de mecanismo diferente para el diseño del dispositivo. Además se simplifica el problema de síntesis para conseguir resultados precisos de una forma más rápida.

### 5.1. Metodología propuesta

El exoesqueleto desarrollado en el capítulo anterior puede ser personalizado para reproducir el movimiento de cualquier dedo de la mano a excepción del pulgar. Sin embargo, debido a que las articulaciones del exoesqueleto están situadas a los lados del dedo para poder actuar como férula inmovilizadora, la interferencia entre eslabones de dedos adyacentes impide su utilización para el diseño de un exoesqueleto que mueva al mismo tiempo los cuatro dedos de la mano.

Para solucionar este problema el mecanismo de partida para reproducir el movimiento del dedo debe tener todas las articulaciones situadas por encima del mismo, evitando así interferencias entre dedos adyacentes. Como veremos más adelante, esto se



consigue añadiendo dos eslabones más al mecanismo, lo cual obliga a utilizar un mecanismo de ocho eslabones. Además en este caso se hará coincidir el eslabón 2 con la falange proximal. Esto permite eliminar las variables de diseño correspondientes a las posiciones del eslabón 2 que pasan a ser datos del problema. De este modo se simplifica el problema de síntesis y se reducen los tiempos de cálculo a pesar de optimizar un mecanismo un mayor número de eslabones.

En esta sección se desarrolla un método para calcular las dimensiones de los mecanismos que se adaptan a los dedos del paciente reproduciendo su movimiento. Este método se aplicará en primer lugar al dedo índice y posteriormente a los otros tres. El objetivo es diseñar un sistema mecánico que pueda reproducir el movimiento de todos los dedos del paciente a la vez.

### 5.1.1. Datos de entrada y variables de diseño

Como se ha comentado en el apartado anterior, a la hora de seleccionar el tipo de mecanismo utilizado para reproducir el movimiento de cualquiera de los dedos índice, medio, anular o meñique se ha tenido en cuenta la necesidad de que los eslabones no ocupen espacio a los lados del dedo. Además, al igual que en el caso del mecanismo utilizado para un solo dedo, se ha descartado el uso de deslizaderas, siendo todos los pares cinemáticos utilizados, pares de rotación.

En la figura 5.1 se muestra un esquema cinemático del mecanismo propuesto. En la figura se puede observar que todas las articulaciones del mecanismo se sitúan por encima de las falanges para poder montar dispositivos en dedos adyacentes sin que haya colisión entre ellos.

Para conseguir el movimiento deseado se ha utilizado un mecanismo de ocho eslabones. Las longitudes  $L_1$ ,  $L_2$  y  $L_3$  de los eslabones 2, 6 y 8 coinciden con las longitudes de las falanges proximal, media y distal respectivamente. La articulación  $O_2$  debe coincidir con la articulación metacarpofalángica. Los puntos C y G por su parte deben coincidir con la articulación interfalángica entre la primera-segunda falange y entre la segunda-tercera respectivamente.

El motor se puede acoplar indistintamente al eslabón 2 o al eslabón 4. En el primer caso, el motor actúa directamente sobre la falange proximal, siendo por lo tanto la posición del eslabón motor conocida y quedando como incógnitas las posiciones de la segunda y tercera falanges. Estas posiciones en el mecanismo deben coincidir con las posiciones medidas para el paciente. En el segundo caso, la posición de la primera falange pasa a ser una nueva incógnita del problema, debiéndose comprobar que, para una determinada posición del eslabón 4, además de las posiciones de la segunda y tercera falange, la posición de la primera falange es también la medida en el video.

Por lo tanto, la conexión del motor con el eslabón 2 simplifica el problema, ya que no es necesario comprobar que las posiciones del eslabón motor se encuentran en posiciones sucesivas. En ambos casos el eslabón 4 transmite el movimiento directamente



a las falanges proximal y media por medio de los eslabones 3 y 5 respectivamente. A su vez, el eslabón 5 transmite el movimiento a la falange distal por medio del eslabón 7. En la misma figura se ha representado la trayectoria del punto *I* del eslabón 8 del mecanismo.

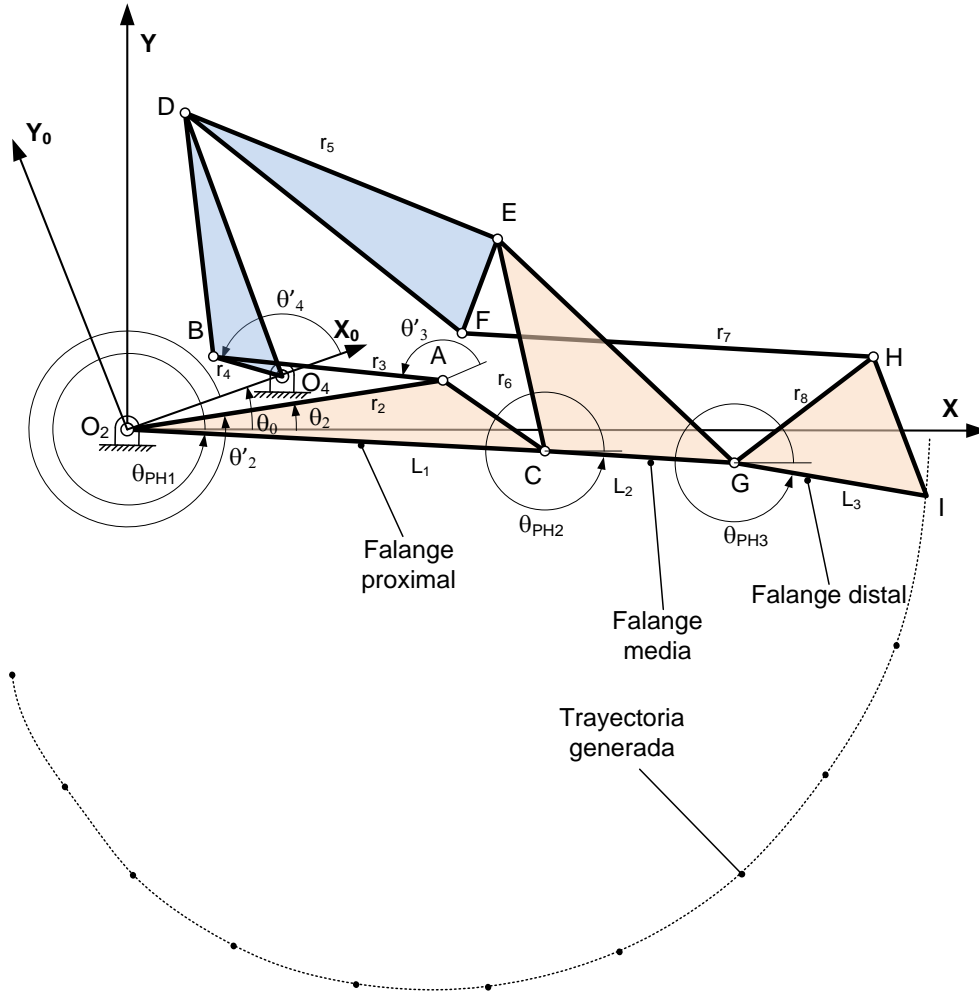


Figura 5.1 Mecanismo propuesto con las variables de diseño definidas sobre el mismo

La tabla 5.1 muestra los datos de entrada y las variables de diseño del problema. En este caso, el ángulo del eslabón motor  $\theta_2$  está relacionado directamente con el ángulo medido para la falange proximal ( $\theta_{PH1d}$ ), de modo que:

$$\theta_2 = \theta_{PH1d} - \theta_{AC} \quad (5.1)$$

Donde  $\theta_{AC}$  es el ángulo  $\widehat{AO_2C}$  del eslabón 2.

Por otro lado, los ángulos  $\widehat{AO_2C}$ ,  $\widehat{ECG}$  y  $\widehat{HGI}$  están afectados por la condición impuesta a los lados  $O_2C$ ,  $CG$  y  $GI$  de que sean paralelos a las falanges proximal, media y distal respectivamente.

El origen del sistema de coordenadas global  $XY$  se ha situado en  $O_2$ . Además, se ha definido el sistema de coordenadas relativo  $X_0Y_0$  con el mismo origen y girado un ángulo  $\theta_0$  de forma que el eje  $X_0$  pase por  $O_4$ .

Tabla 5.1 Datos de entrada y variables de diseño del problema de síntesis

<i>Datos de entrada</i>	<i>Variables de diseño</i>
$\theta_2$ : Posición del eslabón motor	$\theta_0$ : Posición angular del eslabón de referencia
$L_1$ : Longitud de la falange proximal	$r_1$ : Longitud del eslabón de referencia ( $O_2O_4$ )
$L_2$ : Longitud de la falange media	$r_2$ : Longitud del eslabón 2 ( $O_2A$ )
$L_3$ : Longitud de la falange distal	$r_3$ : Longitud del eslabón 3 ( $AB$ )
	$r_4$ : Longitud del eslabón 4 ( $O_4B$ )
	$\theta_{AC}$ : Ángulo $\widehat{AO_2C}$
	$r_D$ : Longitud del segmento $O_4D$
	$\theta_{BD}$ : Ángulo $\widehat{BO_4D}$
	$r_5$ : Longitud del eslabón 5 ( $DE$ )
	$r_6$ : Longitud del eslabón 6 ( $CE$ )
	$r_{DF}$ : Longitud del segmento $DF$
	$\theta_{EF}$ : Ángulo $\widehat{EDF}$
	$\theta_{EG}$ : Ángulo $\widehat{ECG}$
	$r_7$ : Longitud del eslabón 7 ( $FH$ )
	$r_8$ : Longitud del eslabón 8 ( $GH$ )
	$\theta_{HI}$ : Ángulo $\widehat{HGI}$

En el capítulo 4 se ha utilizado una radiografía de la mano dañada para medir las longitudes de las falanges del paciente. En el caso de no disponer de una radiografía, se pueden medir las longitudes directamente sobre la mano con suficiente precisión utilizando un pie de rey (ver figura 5.2).

Los valores de las longitudes de las falanges serán datos fijos para las dimensiones  $O_2C$ ,  $CG$  y  $GI$ . Al igual que en el apartado anterior, para asegurar que el dispositivo encaje perfectamente en el dedo del paciente, será necesario medir la anchura de cada falange, las distancias que hay desde la yema del dedo hasta la base del mismo, y la distancia entre la articulación metacarpofalángica y el nudillo para asegurar que hay espacio para montar  $O_4$ .

Para definir la función objetivo necesitaremos conocer el ángulo que forma cada falange con la horizontal a lo largo del movimiento del dedo afectado. A diferencia de

la función objetivo definida en el apartado 4.1.2, en este caso la trayectoria de la yema del dedo no va a formar parte de esta función, ya que la posición del punto *I* del mecanismo está condicionada por los ángulos de las falanges (ver figura 5.1). Es decir, al tener el mecanismo un único grado de libertad, cada posición del punto *I* se corresponde con una posición angular de cada falange. Como veremos más adelante, esto reduce notablemente el tiempo de cálculo del proceso de síntesis.



Figura 5.2 Medición de la longitud de la falange media con ayuda de un pie de rey

De nuevo se propone utilizar el software Kinovea® para medir los ángulos de las falanges en un video previamente gravado con el movimiento de flexión-extensión del dedo de la mano sana. La figura 5.3 muestra un fotograma de un video con los ángulos de las falanges respecto a la horizontal.

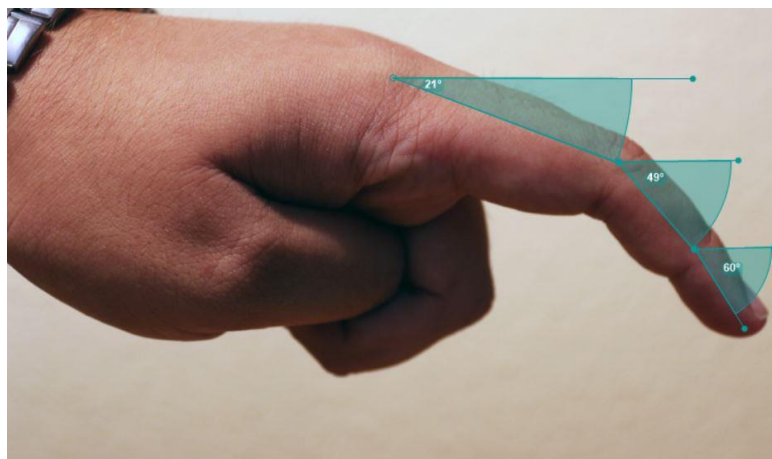


Figura 5.3 Medición de los ángulos de las falanges de los dedos de la mano sana en un fotograma de un video, con ayuda del programa Kinovea®.

En el mismo video se pueden medir las coordenadas del punto extremo del dedo. Aunque esta condición no ha sido tomada en cuenta para definir la función objetivo del proceso de síntesis, estos valores serán utilizados para representar la trayectoria de la yema del dedo del paciente junto a la generada por el punto *I* del mecanismo obtenido (ver figura 5.1) y comprobar su diferencia.

### 5.1.2. Función objetivo

La función objetivo propuesta computa el error cuadrático entre los ángulos medidos para las falanges media y distal en el video y los ángulos de las mismas falanges en el mecanismo (ángulos de los lados *CG* y *GI* respectivamente). Los primeros corresponden a los ángulos deseados en el proceso de síntesis ( $\theta_{PH2d}$  y  $\theta_{PH3d}$ ) y los segundos a los ángulos generados ( $\theta_{PH2g}$  y  $\theta_{PH3g}$ ).

La función objetivo se puede formular con la ecuación (5.2).

$$f(\chi) = \sum_{i=1}^N \left[ (\theta_{PH2d}^i - \theta_{PH2g}^i)^2 + (\theta_{PH3d}^i - \theta_{PH3g}^i)^2 \right] \quad (5.2)$$

Donde *N* es el número de posiciones a comparar, y  $\chi$  son las variables de diseño incluidas en la tabla 5.1.

$$\chi = [\theta_0, r_1, r_2, r_3, r_4, \theta_{AC}, r_D, \theta_{BD}, r_5, r_6, r_{DF}, \theta_{EF}, \theta_{EG}, r_7, r_8, \theta_{HI}] \quad (5.3)$$

Para calcular los valores de  $\theta_{PH2g}$  y  $\theta_{PH3g}$ , tendremos que resolver el problema de posición del mecanismo. Empezaremos definiendo la posición del eslabón 2 respecto a la horizontal en función del ángulo medido para la primera falange con la ecuación (5.1).

La posición del punto C respecto al sistema de coordenadas absoluto *OXY*, cuyo origen está situado en el centro de la articulación de la falange proximal *O<sub>2</sub>*, queda definida con la ecuación (5.4):

$$\begin{aligned} C_X &= r_2 \cos(\theta_2 + \theta_{AC}) \\ C_Y &= r_2 \sin(\theta_2 + \theta_{AC}) \end{aligned} \quad (5.4)$$

A continuación planteamos la ecuación de cierre del mecanismo de cuatro barras  $\{r_1, r_2, r_3, r_4\}$  respecto a un sistema de coordenadas relativo *OX<sub>0</sub>Y<sub>0</sub>*. Este sistema, que se muestra en la ver figura 5.1, tiene su origen situado en el apoyo *O<sub>2</sub>* y la parte positiva del eje *X* en la dirección del segmento *O<sub>2</sub>-O<sub>4</sub>*. La expresión (5.5) muestra la forma trigonométrica de la ecuación de cierre planteada.

$$\begin{aligned} r_2 \sin \theta'_2 + r_3 \sin \theta'_3 &= r_4 \sin \theta'_4 \\ r_2 \cos \theta'_2 + r_3 \cos \theta'_3 &= r_1 + r_4 \cos \theta'_4 \end{aligned} \quad (5.5)$$

Las longitudes de los eslabones son conocidas, siendo las incógnitas del sistema  $\theta'_3$  y  $\theta'_4$ . El ángulo  $\theta'_2$  se puede calcular con la ecuación (5.6):

$$\theta'_2 = \theta_2 - \theta_0 \quad (5.6)$$

Una vez calculados los ángulos de las barras 3 y 4,  $\theta'_3$  y  $\theta'_4$ , podemos calcular las posiciones de los puntos  $B$  y  $D$  respecto al sistema de coordenadas relativo  $O_2X_0Y_0$  utilizando la ecuación (5.7).

$$\begin{aligned} B_{X_0} &= r_1 + r_4 \cos(\theta'_4) \\ B_{Y_0} &= r_4 \sin(\theta'_4) \\ D_{X_0} &= r_D \cos(\theta'_4 + \theta_{OD}) \\ D_{Y_0} &= r_D \sin(\theta'_4 + \theta_{OD}) \end{aligned} \quad (5.7)$$

Las posiciones de los puntos  $B$  y  $D$  se pueden calcular respecto al sistema de coordenadas absoluto  $OXY$  con la ecuación (5.8):

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} B_X \\ B_Y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos \theta_0 & -\sin \theta_0 \\ \sin \theta_0 & \cos \theta_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} B_{X_0} \\ B_{Y_0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} D_X \\ D_Y \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \cos \theta_0 & -\sin \theta_0 \\ \sin \theta_0 & \cos \theta_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_{X_0} \\ D_{Y_0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.8)$$

A partir de las posiciones de los puntos  $C$  y  $D$  obtenidas, se pueden calcular las posiciones angulares de las barras de la diada  $RR\{r_5, r_6\}$ . Para ello necesitamos calcular primero la longitud del segmento  $CD$ , el ángulo que forma dicho segmento con la horizontal y el ángulo  $\beta$  que forma la barra 6 (segmento  $EC$ ) con el segmento  $CD$ . Estos valores pueden ser obtenidos con la ecuación (5.9).

$$\begin{aligned} \overline{CD} &= \sqrt{(C_X - D_X)^2 + (C_Y - D_Y)^2} \\ \theta_{CD} &= \text{atan} \left( \frac{C_Y - D_Y}{C_X - D_X} \right) \\ \beta &= \text{acos} \left( \frac{\overline{CD}^2 + r_5^2 - r_6^2}{2 \cdot \overline{CD} \cdot r_5} \right) \end{aligned} \quad (5.9)$$

Sustituyendo los resultados de las ecuaciones (5.8) y (5.9) en la ecuación (5.10), se calculan las coordenadas cartesianas del punto  $E$  respecto al sistema de coordenadas absoluto  $OXY$ , y las posiciones angulares de los eslabones 5 y 6.

$$\begin{aligned}
 E_X &= D_X + r_5 \cos(\theta_{CD} - \beta) \\
 E_Y &= D_Y + r_5 \sin(\theta_{CD} - \beta) \\
 \theta_6 &= \text{atan}\left(\frac{E_Y - C_Y}{E_X - C_X}\right) \\
 \theta_5 &= \text{atan}\left(\frac{E_Y - D_Y}{E_X - D_X}\right)
 \end{aligned} \tag{5.10}$$

A continuación, con la ecuación (5.11), se calculan las coordenadas de los puntos  $F$  y  $G$  respecto al sistema de coordenadas absoluto  $OXY$ .

$$\begin{aligned}
 \begin{bmatrix} F_{Xg} \\ F_{Yg} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} D_X \\ D_Y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} DF \cos(\theta_5 + \theta_{EF}) \\ DF \sin(\theta_5 + \theta_{EF}) \end{bmatrix} \\
 \begin{bmatrix} G_{Xg} \\ G_{Yg} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} C_X \\ C_Y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} L_2 \cos(\theta_6 + \theta_{EG}) \\ L_2 \sin(\theta_6 + \theta_{EG}) \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{5.11}$$

Una vez conocidas las posiciones de los puntos  $F$  y  $G$ , podemos resolver la última diada  $RR\{r_7, r_8\}$ . Para ello calculamos con la ecuación (5.12) la distancia entre los puntos  $F$  y  $G$ , el ángulo del segmento  $GF$  con la horizontal y el ángulo  $\delta$  que forma la barra 8 con dicho segmento.

$$\begin{aligned}
 \overline{GF} &= \sqrt{(G_X - F_X)^2 + (G_Y - F_Y)^2} \\
 \theta_{GF} &= \text{atan}\left(\frac{G_Y - F_Y}{G_X - F_X}\right) \\
 \delta &= \text{acos}\left(\frac{\overline{GF}^2 + r_7^2 - r_8^2}{2 \cdot \overline{GF} \cdot r_7}\right)
 \end{aligned} \tag{5.12}$$

Finalmente, con la ecuación (5.13) calculamos la posición angular del eslabón 8 a partir de las coordenadas cartesianas del punto  $H$  respecto al sistema de coordenadas absoluto  $OXY$ .

$$\begin{aligned}
 H_X &= F_X + r_7 \cos(\theta_{GF} - \beta) \\
 H_Y &= F_Y + r_7 \sin(\theta_{GF} - \beta) \\
 \theta_8 &= \text{atan}\left(\frac{H_Y - F_Y}{H_X - F_X}\right)
 \end{aligned} \tag{5.13}$$

Los ángulos de las falanges media y distal del mecanismo durante el movimiento se definen con los ángulos de los lados  $CG$  y  $GI$ , que pueden ser calculados con la ecuación (5.14), a partir de la posición de los eslabones 6 y 8, y de los ángulos de los segmentos  $EG$  y  $HI$  respecto a la horizontal:

$$\begin{aligned}
 \theta_{PH2g} &= \theta_6 - \theta_{EG} \\
 \theta_{PH3g} &= \theta_8 - \theta_{HI}
 \end{aligned} \tag{5.14}$$

Una vez realizado el análisis de posición del mecanismo y calculadas las posiciones angulares de las falanges media y distal, el problema de optimización puede ser definido con la ecuación (5.15):

$$\begin{aligned} & \min\{M \cdot f(\chi)\} \\ & \text{sujeto a:} \\ & li_i \leq x_i \leq ls_i \quad \forall x_i \in \chi \end{aligned} \quad (5.15)$$

Donde  $M$  es una constante de valor muy elevado que penaliza la función objetivo cuando las restricciones del problema no se cumplen, descartando de este modo los mecanismos que no cumplen las características definidas en dichas restricciones. Los valores  $li$  y  $ls$  son los límites inferior y superior del intervalo de valores permitido para las variables.

### 5.1.3. Aplicación del algoritmo evolutivo MUMSA

El problema de optimización se ha resuelto de nuevo utilizando el algoritmo MUMSA presentado en el apartado 3.2 de este trabajo. El proceso es igual que el expuesto en el apartado 4.1.3, pero aplicado en este caso a los cuatro dedos. Para conseguir un exoesqueleto proporcionado, los mecanismos de los distintos dedos deben ser similares. Para evitar que el algoritmo ofrezca soluciones dentro del error admisible, pero con mecanismos apreciablemente diferentes en cada dedo, se propone seguir los siguientes pasos.

Optimizar en primer lugar el mecanismo para el dedo índice. Al igual que en el caso del exoesqueleto para un solo dedo, el algoritmo empezará generando una población inicial de 100 mecanismos, aunque en este caso las variables de diseño son las mostradas en la tabla 5.1. Los valores iniciales de las variables se generarán de forma aleatoria dentro de un espacio extenso de búsqueda. Para ello se establecerán unos límites iniciales amplios para las variables. Se establecerá un número elevado de generaciones y se ejecutará el algoritmo varias veces hasta encontrar una solución satisfactoria.

El siguiente paso será ejecutar el algoritmo para el resto de los dedos, uno a uno. En cada caso, los valores iniciales de las variables estarán limitados dentro de un espacio de búsqueda muy reducido, cercano a los resultados obtenidos para el dedo índice. El número de generaciones debe ser pequeño para evitar que los valores de las variables evolucionen hacia valores muy diferentes de los iniciales. De esta forma se consigue que la solución final sea parecida a la obtenida para el dedo índice, y por lo tanto, que los exoesqueletos de todos los dedos sean similares.

Los valores recomendados para los factores que controlan el algoritmo  $CP$ ,  $F$  y  $MP$ , explicados en el apartado 3.2, son los mismos para los mecanismos de todos los dedos. El número de poblaciones  $NP$  recomendado para el dedo índice está entre 15.000 y 50.000. Cuando se genera un número mayor de poblaciones, las últimas no son capaces de reducir el error y con menos iteraciones no se consigue un error aceptable.



Para el resto de los dedos, un número de generaciones entre 1.000 y 5.000 generan mecanismos con errores suficientemente bajos. En este caso se obtienen buenos resultados con pocas poblaciones debido a que, al tomar los valores iniciales de las variables en el entorno de la solución para el dedo índice, el error en los mecanismos de las primeras generaciones ya es bastante reducido. Si se genera un número mayor de poblaciones, es posible reducir el error ligeramente, pero los mecanismos que se obtienen se diferencian cada vez más del obtenido para el dedo índice. Se consiguen buenos resultados con unos límites de los valores iniciales de las variables de diseño para los dedos medio, anular y meñique en el entorno del  $\pm 15\%$  de los valores obtenidos para el dedo índice.

El error mínimo que el algoritmo consigue para la función objetivo desarrollada en el apartado anterior está por debajo de  $0,1 \text{ rad}^2$ . Mecanismos con este error se pueden alcanzar para el dedo índice tras generar menos de 50.000 poblaciones, y para el resto de los dedos tras generar menos de 5.000.

El tiempo de cálculo, en el mismo ordenador portátil con procesador i7 y 8GB de RAM utilizado para resolver el problema planteado en el apartado 4.1.3, es de unos 6 segundos por cada 1.000 poblaciones de 100 individuos. Esto supone un 30% de reducción de tiempo de cálculo respecto al problema de optimización desarrollado en el apartado 4.1.3. Esta reducción es debida a la simplificación del problema, ya que el ángulo de entrada es conocido y la función objetivo no incluye la trayectoria del extremo del dedo.

## 5.2. Aplicación práctica y validación de resultados

A continuación se aplica la metodología desarrollada en la sección anterior al diseño de un exoesqueleto con los dedos índice, medio, anular y meñique, personalizado para un paciente específico. Se llevará a cabo la síntesis de los cuatro mecanismos adaptados a las medidas de las falanges del paciente y se optimizarán para replicar el movimiento de flexión-extensión de sus dedos.

Siguiendo los pasos propuestos, inicialmente se resolverá el problema de optimización para el dedo índice. Los límites de los valores de las variables de diseño para este primer problema serán amplios para permitir que el algoritmo encuentre una solución en un espacio extenso. Una vez encontrado el mecanismo que da solución al problema del dedo índice, se utilizarán los resultados para acotar el espacio de búsqueda para las variables de diseño de los mecanismos del resto de los dedos. De este modo se consigue que los mecanismos obtenidos para cada uno de los dedos sean parecidos en forma y proporciones. Los ángulos deseados para las falanges serán los mismos en todos los dedos. La diferencia entre los mecanismos será debida a las distintas longitudes de las falanges. Los resultados serán implementados en un modelo paramétrico realizado en SolidWorks®. Este modelo servirá para simular el comportamiento del dispositivo y para fabricarlo en una impresora 3D.



### 5.2.1. Datos de entrada y variables de diseño para el dedo índice

En la tabla 5.2 se muestran los valores de los ángulos que forman las falanges proximal ( $\theta_{PH1d}$ ), media ( $\theta_{PH2d}$ ) y distal ( $\theta_{PH3d}$ ) del dedo índice con la horizontal. Estos ángulos han sido medidos con la aplicación Kinovea® en un video con el movimiento de extensión-flexión del dedo índice de la mano sana del paciente. La figura 5.3 muestra un fotograma del video utilizado

Se pretende que el dispositivo abra y cierre la mano con los dedos índice, medio, anular y meñique moviéndose en paralelo. Por lo tanto no es necesario medir los ángulos de las falanges de todos los dedos, sino que se pueden medir los ángulos formados por las falanges en el dedo índice y utilizar estos mismos ángulos para la síntesis de los demás dedos.

Tabla 5.2 Ángulos medidos para las falanges proximal, media y distal del dedo índice respecto a la horizontal

<i>Posición</i>	$\theta_{PH1d}$ [deg]	$\theta_{PH2d}$ [deg]	$\theta_{PH3d}$ [deg]
1	-7.4	-10.0	-12.4
2	-12.7	-15.6	-17.7
3	-17.0	-20.0	-22.0
4	-19.7	-23.4	-25.4
5	-22.5	-27.0	-31.0
6	-28.5	-33.9	-38.7
7	-33.0	-43.0	-50.0
8	-40.0	-55.0	-64.5
9	-46.3	-68.0	-77.5
10	-51.2	-78.3	-92.0
11	-57.0	-90.0	-109.0
12	-61.0	-102.9	-128.0
13	-65.0	-118.0	-150.7
14	-69.0	-132.0	-172.0
15	-73.6	-146.0	-195.0
16	-76.8	-161.9	-219.7

Para realizar las mediciones se han tomado dieciséis fotogramas del video. Se han obtenido así dieciséis posiciones repartidas más o menos uniformemente a lo largo de todo el movimiento. En este caso la precisión de la distribución de las posiciones no es importante, ya que la síntesis se va a realizar tomando las posiciones de la primera

falange como datos de entrada del eslabón motor del mecanismo. Esto es así debido a que el eslabón 2 del mecanismo gira solidario con la primera falange.

Otra diferencia con el problema planteado en la sección 4.2.1 es que en el proceso de optimización no se ha considerado la posición del punto extremo de la yema del dedo a lo largo del movimiento, ya que esta será una consecuencia de las posiciones angulares de las falanges.

El tipo de mecanismo que se desea optimizar se muestra en la figura 5.1. Los eslabones 2, 3 y 4 forman parte de un mecanismo de cuatro barras cruzado. El eslabón 2 se ha considerado como eslabón de entrada y se mueve solidario con la falange proximal del dedo. En los puntos *C* y *D* se han situado las articulaciones de los eslabones 6 y 5 que los unen a los eslabones 2 y 4 respectivamente. El eslabón 6 está además unido a la falange media. Por último, la diada formada por los eslabones 7 y 8 está unida a los eslabones anteriores en los puntos *F* y *G* respectivamente. El eslabón 8 se mueve solidario con la falange distal. Las distancias  $O_2C$ ,  $CG$  y  $GI$  corresponden a las longitudes de las tres falanges de cada dedo y son dado del problema.

El problema de optimización para el dedo índice queda definido del siguiente modo:

- *Parámetros de entrada.* Definido por las longitudes de las falanges proximal ( $L_1$ ), media ( $L_2$ ) y distal ( $L_3$ ) del dedo índice, y por la posición del eslabón 2. Esta posición viene dada por  $\theta_{PH1d}$  (tabla 5.2) y depende del valor de la variable de diseño  $\theta_{AC}$  según se muestra en la ecuación (5.1).

$$L_1 = 50 \text{ mm}, L_2 = 28 \text{ mm}, L_3 = 26 \text{ mm}$$

- *Variables de diseño.* Se corresponden con los parámetros que definen el mecanismo de la figura 5.1 (ver tabla 5.1):

$$\chi = [r_1, r_2, r_3, r_4, \theta_0, \theta_{AC}, r_D, \theta_{BD}, r_5, r_6, r_{DF}, \theta_{EF}, \theta_{EG}, r_7, r_8, \theta_{HI}]$$

- *Posición deseada para los eslabones.* Se pretende controlar la posición de las falanges, cuyos ángulos en el mecanismo deben coincidir con los medidos para el paciente. Estos valores se muestran en la tabla 5.2. El eslabón motor del mecanismo se mueve solidario con la primera falange y su posición angular se calcula a partir de  $\theta_{PH1}$ . Por lo tanto, sólo habrá que comprobar la posición de las falanges media y distal:

$$\theta_{PH2} = \begin{Bmatrix} -10.0^\circ & -15.6^\circ & -20.0^\circ & -23.4^\circ & -27.0^\circ & -33.9^\circ & -43.0^\circ & -55.0^\circ \\ -68.0^\circ & -78.3^\circ & -90.0^\circ & -102.9^\circ & -118.0^\circ & -132.0^\circ & -146.0^\circ & -161.9^\circ \end{Bmatrix}$$

$$\theta_{PH3} = \begin{Bmatrix} -12.4^\circ & -17.7^\circ & -22.0^\circ & -25.4^\circ & -31.0^\circ & -38.7^\circ & -50.0^\circ & -64.5^\circ \\ -77.5^\circ & -92.0^\circ & -109.0^\circ & -128.0^\circ & -150.7^\circ & -172.0^\circ & -195.0^\circ & -219.7^\circ \end{Bmatrix}$$

- *Límites de las variables.* Para controlar el tamaño del dispositivo, la longitud máxima de los cuatro primeros eslabones del mecanismo en la primera población

aleatoriamente generada por el algoritmo, se ha limitado a 40mm. Para el resto de los eslabones, el máximo se ha establecido en 70mm. Los valores de los ángulos se toman entre 0 y  $2\pi$ , a excepción del ángulo  $\theta_0$  al que se le dan valores iniciales situados entre  $\pi/8$  y  $\pi/3$  radianes para asegurar que el apoyo  $O_4$  esté situado por encima de  $O_2$  (ver figura 5.1):

$$r_1, r_2, r_3, r_4 \in [10, 40]$$

$$r_D, r_5, r_6, r_{DF}, r_7, r_8 \in [0, 70]$$

$$\theta_{AC}, \theta_{BD}, \theta_{EF}, \theta_{EG}, \theta_{HI} \in [0, \pi/2]$$

$$\theta_0 \in [\pi/8, \pi/3]$$

- *Restricciones.* Se han establecido restricciones para asegurar que los cuatro primeros eslabones del mecanismo no superan los 40mm de longitud máxima que el algoritmo les puede llegar a dar inicialmente. Además, la longitud mínima de dichos eslabones se ha establecido en 10mm para asegurar que hay suficiente espacio para crear las articulaciones. También se define una restricción para asegurar que el ángulo  $\theta_0$  tiene un valor situado entre  $\pi/8$  y  $\pi/3$  radianes:

$$r_1, r_2, r_3, r_4 \in [10, 40]$$

$$\theta_0 \in [\pi/8, \pi/3]$$

- *Parámetros del algoritmo.* Los parámetros que se han utilizados para resolver el problema del dedo índice son los siguientes:

$$NP=100, CP=0.6, MP=0.1, range=1, F=0.4, itermax=10.000$$

Siendo  $NP$  el número de individuos de las poblaciones,  $CP$  el factor de probabilidad de cruce,  $MP$  el factor de probabilidad del operador de mutación,  $range$  el valor de la mutación,  $F$  el factor que controla la perturbación del mejor individuo de la población e  $itermax$  el número de iteraciones.

## 5.2.2. Resultados para el dedo índice

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 5.3. El tiempo de cálculo para realizar las 10.000 iteraciones es de unos 60 segundos en un ordenador como el descrito en el apartado 5.1.3.

Se puede observar que las dimensiones de los eslabones 1, 2, 3 y 4 se han mantenido por debajo de los 40mm de longitud máxima que se habían establecido como restricciones del problema. Además, las longitudes de los eslabones 5, 6, 7 y 8, así como

las distancias  $r_{DF}$  y  $r_D$  se han mantenido por debajo de los 70mm sin necesidad de haber definido ninguna restricción.

Tabla 5.3 Resultados obtenidos para el dedo índice. En la parte inferior de la tabla se incluye el valor del error calculado con la ecuación (5.2)

<i>Mecanismo Propuesto</i>	
$r_1$ [mm]	10.405
$r_2$ [mm]	33.823
$r_3$ [mm]	15.586
$r_4$ [mm]	13.303
$\theta_0$ [mm]	30.106
$\theta_{AC}$ [rad]	302.855
$r_D$ [mm]	67.024
$\theta_{BD}$ [rad]	330.452
$r_5$ [mm]	47.056
$r_6$ [mm]	32.945
$r_{DF}$ [rad]	38.597
$\theta_{EF}$ [rad]	349.342
$\theta_{EG}$ [rad]	280.356
$r_7$ [mm]	46.210
$r_8$ [mm]	14.163
$\theta_{HI}$ [rad]	294.964
<b>Error [rad<sup>2</sup>]</b>	<b>0.063435</b>

En la figura 5.4 se ha representado el mecanismo obtenido. La figura incluye las posiciones de la yema del dedo del paciente medidas en el video de la mano (trayectoria deseada) y la trayectoria generada por el punto *I* del mecanismo (trayectoria generada). La trayectoria obtenida en el mecanismo se ha representado de forma continua, mientras que los puntos de la trayectoria deseada se han representado con círculos. A pesar de no haber considerado la posición de la yema del dedo en el problema de optimización, se puede comprobar que el error es incluso menor que el obtenido en el exoesqueleto del capítulo 4, donde sí se consideró la trayectoria como parte de la función objetivo.

En la tabla 5.4 se muestran los ángulos de las falanges del mecanismo junto a los ángulos de las falanges del dedo del paciente medidos en el video. Debido al planteamiento del problema, los ángulos de la primera falange en el mecanismo y en el dedo son idénticos en todas las posiciones.

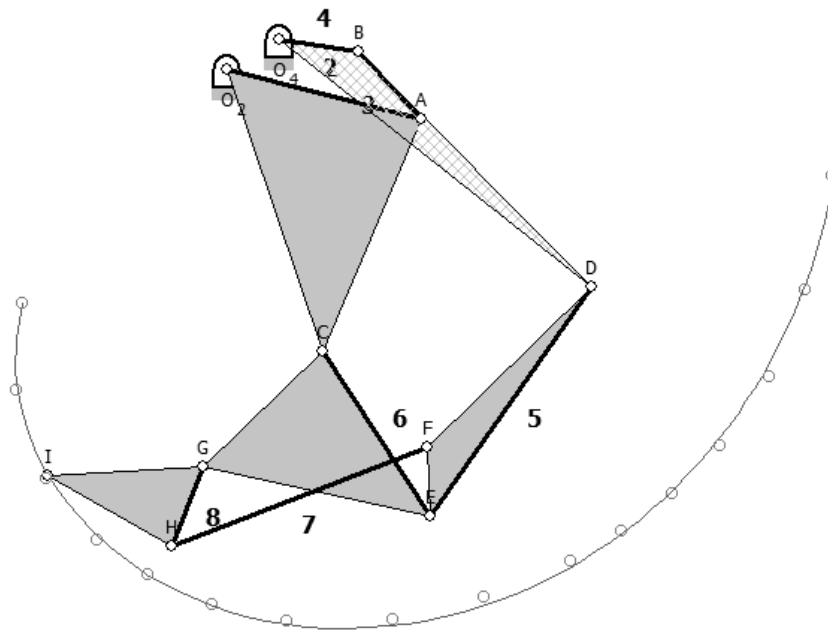


Figura 5.4 Mecanismo sintetizado con la trayectoria seguida por su punto *I* (trayectoria generada) y las posiciones de la yema del dedo del paciente representadas con círculos

Tabla 5.4 Ángulos medidos ( $\theta_{PH1d}$ ,  $\theta_{PH2d}$ ,  $\theta_{PH3d}$ ), comparados con los generados por el mecanismo ( $\theta_{PH1g}$ ,  $\theta_{PH2g}$ ,  $\theta_{PH3g}$ ) para las 16 posiciones analizadas

Posición	$\theta_{PH1d}$ [deg]	$\theta_{PH2d}$ [deg]	$\theta_{PH3d}$ [deg]	$\theta_{PH1g}$ [deg]	$\theta_{PH2g}$ [deg]	$\theta_{PH3g}$ [deg]
1	-7.4	-10.0	-12.4	-7.4	-9.7	-13.9
2	-12.7	-15.6	-17.7	-12.7	-13.9	-17.7
3	-17.0	-20.0	-22.0	-17.0	-18.4	-22.1
4	-19.7	-23.4	-25.4	-19.7	-21.6	-25.4
5	-22.5	-27.0	-31.0	-22.5	-25.4	-29.4
6	-28.5	-33.9	-38.7	-28.5	-34.7	-39.4
7	-33.0	-43.0	-50.0	-33.0	-42.6	-48.3
8	-40.0	-55.0	-64.5	-40.0	-56.2	-64.4
9	-46.3	-68.0	-77.5	-46.3	-69.7	-81.0
10	-51.2	-78.3	-92.0	-51.2	-80.9	-95.4
11	-57.0	-90.0	-109.0	-57.0	-95.0	-114.6
12	-61.0	-102.9	-128.0	-61.0	-105.4	-129.3
13	-65.0	-118.0	-150.7	-65.0	-116.6	-145.9
14	-69.0	-132.0	-172.0	-69.0	-128.9	-165.1
15	-73.6	-146.0	-195.0	-73.6	-145.5	-192.8
16	-76.8	-161.9	-219.7	-76.8	-160.5	-220.0

La columna de la izquierda de la tabla 5.4 corresponde a las dieciséis posiciones analizadas. En las siguientes tres columnas se muestran los ángulos de las falanges proximal ( $\theta_{PH1d}$ ), media ( $\theta_{PH2d}$ ) y distal ( $\theta_{PH3d}$ ) del paciente, medidos en el video. Estos son los valores deseados para las falanges del mecanismo. En las tres columnas de la derecha se recogen los ángulos obtenidos en grados para las posiciones de las falanges proximal ( $\theta_{PH1g}$ ), media ( $\theta_{PH2g}$ ) y distal ( $\theta_{PH3g}$ ) del mecanismo. Estas posiciones se corresponden con las de los segmentos  $O_2C$ ,  $CG$  y  $GI$  del mecanismo respectivamente (ver figura 5.4).

La figura 5.5 muestra una gráfica con la evolución del error del mecanismo a lo largo de las 10.000 iteraciones. Este error está calculado con la función objetivo definida en el apartado 5.1.2. Se han representado los valores obtenidos a partir de la población 1.000 por problemas de escala, ya que el error del mecanismo en las primeras generaciones está por encima de 100 rad<sup>2</sup>.

En la gráfica se observa que el error decrece progresivamente a lo largo del proceso de optimización. El error disminuye rápidamente al principio hasta alcanzar un valor por debajo de 2 alrededor de la generación 2.700. A partir de ahí la disminución del error es cada vez más lenta.

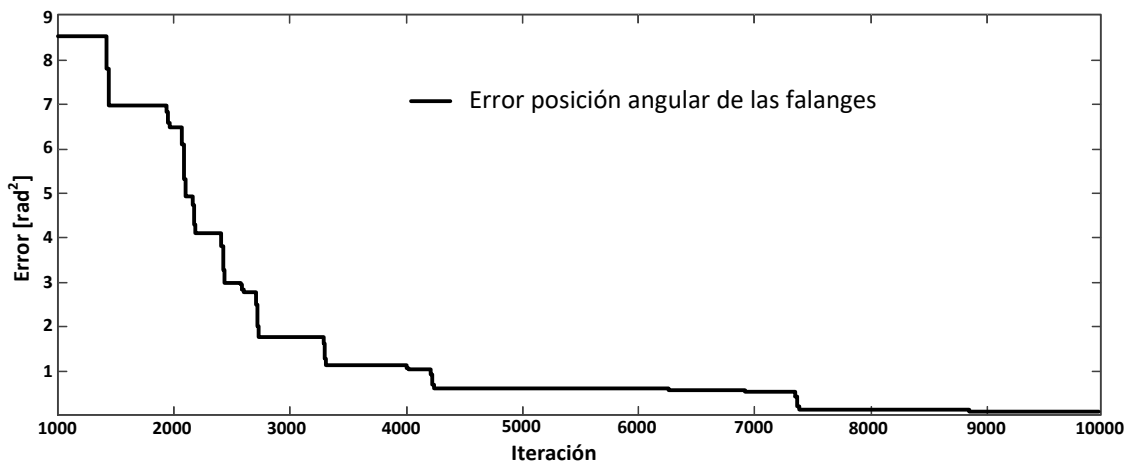


Figura 5.5 Evolución del error del mecanismo solución para el problema del dedo índice

Se ha ejecutado el algoritmo 100 veces con las condiciones descritas en la sección 5.2.1 para comprobar la convergencia de los resultados de este problema. La figura 5.6 muestra la evolución del error del mejor mecanismo en cada una de las 100 ejecuciones para las 10.000 iteraciones, agrupadas en 20 conjuntos de 500.

Las líneas superior e inferior del rectángulo azul representan el valor cuartil superior e inferior respectivamente del error para cada conjunto. La línea roja dentro del rectángulo es la mediana del error. Los valores atípicos se han representado con una cruz de color rojo.

Para evitar problemas con la escala vertical no se han representado aquellos errores de las primeras iteraciones cuyo valor está por encima de 150 rad<sup>2</sup>. En la gráfica se observa el buen comportamiento del algoritmo con una disminución progresiva de la mediana del error y poca dispersión de las soluciones en las últimas generaciones.

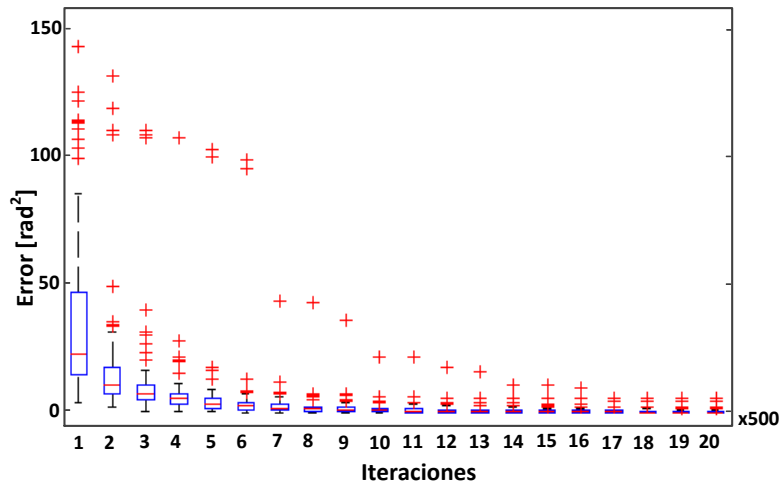


Figura 5.6 Representación del error a lo largo de 10.000 iteraciones, agrupadas en 20 conjuntos de 50, cuando el algoritmo se ejecuta 100 veces con el problema del dedo índice

En la figura 5.7 se han representado los valores de los ángulos de la tabla 5.4. Se observa cómo el error en la posición angular de la primera falange es nulo, ya que estos ángulos se utilizan para calcular la posición del eslabón de entrada del mecanismo.

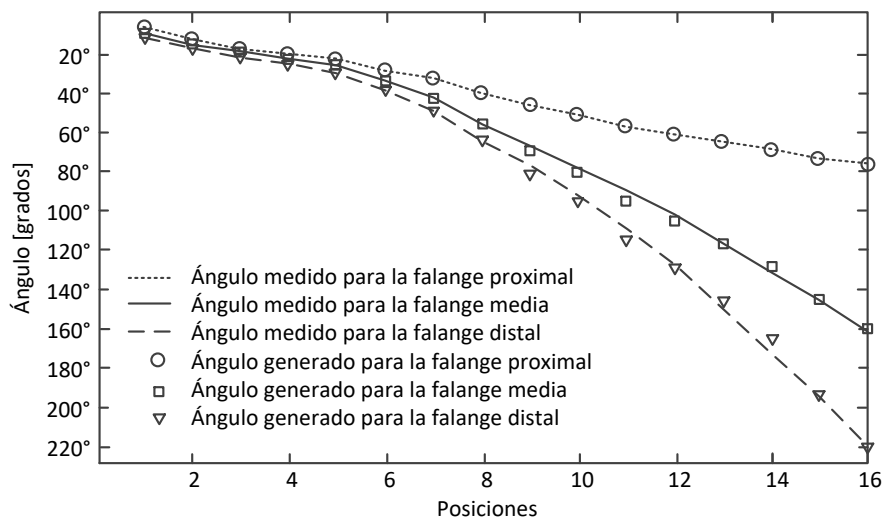


Figura 5.7 Posición angular de las falanges medidas para el dedo del paciente frente a los ángulos generados por las falanges del mecanismo

Por último, en la figura 5.8 se ha representado con un punto en forma de triángulo el valor de la función objetivo de la ecuación (5.2) en cada posición. Los puntos dibujados con círculos representan la componente de la función objetivo debida a la segunda falange,  $(\theta_{PH2d} - \theta_{PH2d})^2$ , y los cuadrados pequeños, la componente de la tercera falange  $(\theta_{PH3d} - \theta_{PH3d})^2$ . En la figura se observa que el mayor error se produce en las posiciones 11 y 14.

Si nos fijamos en la tabla 5.4, en la posición 11 la segunda y tercera falange forman un ángulo ligeramente menor que el deseado, mientras que en la posición 14 su ángulo es ligeramente mayor. En ambos casos en la siguiente posición el error es muy pequeño. Esto es debido a que, aunque el mecanismo es capaz de reproducir fielmente el movimiento deseado, no puede reproducir las posiciones exactamente en el momento deseado, sino un instante antes o después.

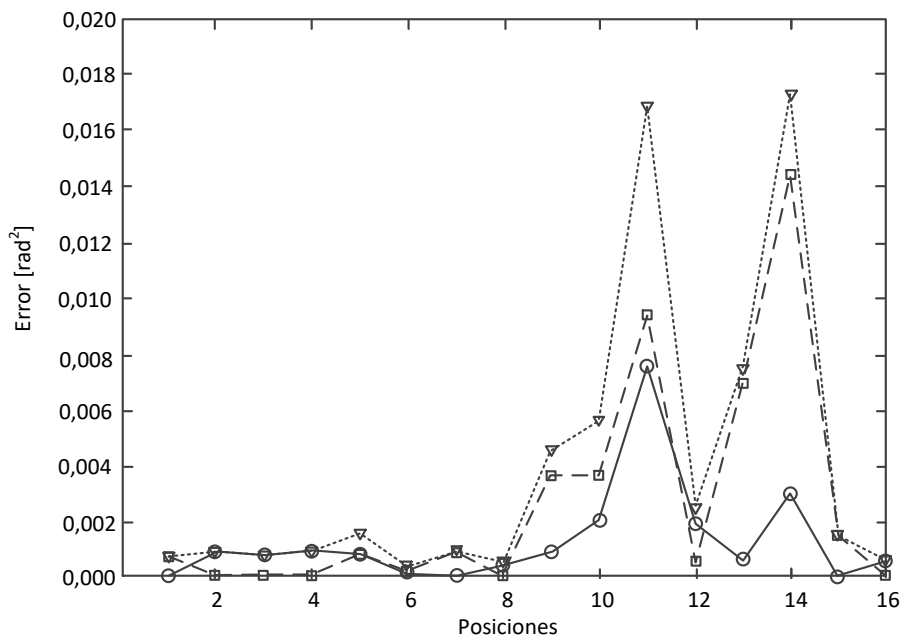


Figura 5.8 Los puntos en forma de triángulo muestran los valores de la función objetivo en las 16 posiciones estudiadas. El error de posición de la segunda falange se ha representado con un círculo y el de la tercera falange con un cuadrado

### 5.2.3. Datos de entrada y variables de diseño para los dedos medio, anular y meñique

En este apartado se realizará la síntesis de un mecanismo por cada uno de los dedos medio, anular y meñique que ocupe las posiciones angulares medidas para el dedo índice mostradas en la tabla 5.2.

Como ya se ha comentado anteriormente, por motivos estéticos se desea que las proporciones de los nuevos mecanismos sean parecidas a las del mecanismo sintetizado para el dedo índice. Para ello, además de utilizar el mismo tipo de mecanismo, se



definirán los límites iniciales de las variables de diseño con valores cercanos a los resultados obtenidos en el apartado anterior. Aunque los operadores de cruce y mutación hacen que los valores de las variables varíen, al estar estos cerca de la solución, la desviación final respecto a los valores iniciales no es demasiado elevada. De este modo se consiguen mecanismos parecidos sin necesidad de añadir nuevas restricciones al problema.

Los ángulos deseados para las falanges serán los mismos en todos los dedos. Por lo tanto, las diferencias entre los mecanismos serán debidas a las distintas longitudes de las falanges de cada dedo. Los tres problemas de optimización quedarán definidos del siguiente modo:

- *Parámetros de entrada.* Definidos en cada problema por las longitudes de las falanges proximal ( $L_1$ ), media ( $L_2$ ) y distal ( $L_3$ ) de cada dedo y por la posición del eslabón 2. Al igual que para el dedo índice esta posición viene dada por  $\theta_{PH1}$  (tabla 5.2) y depende del de la variable de diseño  $\theta_{AC}$  según se muestra en la ecuación (5.1).

*Dedo medio:*  $L_1= 54 \text{ mm}$ ,  $L_2= 32 \text{ mm}$ ,  $L_3= 27 \text{ mm}$

*Dedo anular:*  $L_1= 46 \text{ mm}$ ,  $L_2= 27 \text{ mm}$ ,  $L_3= 25 \text{ mm}$

*Dedo meñique:*  $L_1= 35 \text{ mm}$ ,  $L_2= 22 \text{ mm}$ ,  $L_3= 22 \text{ mm}$

- *Variables de diseño.* Son las mismas del apartado 5.2.1 y se corresponden con los parámetros que definen el mecanismo de la figura 5.1 que se incluyen en la tabla 5.1:

$$\chi = [r_1, r_2, r_3, r_4, \theta_0, \theta_{AC}, r_D, \theta_{BD}, r_5, r_6, r_{DF}, \theta_{EF}, \theta_{EG}, r_7, r_8, \theta_{HI}]$$

- *Posición deseada para los eslabones.* Hay que comparar la posición angular de las falanges media y distal del mecanismo con las medidas para el dedo índice mostradas en la tabla 5.2:

$$\theta_{PH2} = \begin{Bmatrix} -10.0^\circ & -15.6^\circ & -20.0^\circ & -23.4^\circ & -27.0^\circ & -33.9^\circ & -43.0^\circ & -55.0^\circ \\ -68.0^\circ & -78.3^\circ & -90.0^\circ & -102.9^\circ & -118.0^\circ & -132.0^\circ & -146.0^\circ & -161.9^\circ \end{Bmatrix}$$

$$\theta_{PH3} = \begin{Bmatrix} -12.4^\circ & -17.7^\circ & -22.0^\circ & -25.4^\circ & -31.0^\circ & -38.7^\circ & -50.0^\circ & -64.5^\circ \\ -77.5^\circ & -92.0^\circ & -109.0^\circ & -128.0^\circ & -150.7^\circ & -172.0^\circ & -195.0^\circ & -219.7^\circ \end{Bmatrix}$$

- *Límites de las variables.* Los valores máximo y mínimo de las variables de diseño se han establecido dentro de un rango del  $\pm 15\%$  del valor obtenido para cada variable en el mecanismo solución del dedo índice.

En el caso de la longitud del eslabón 1, el límite inferior se ha establecido en 10 mm para que haya espacio suficiente para montar el apoyo  $O_4$ . Esta condición se definirá como una restricción del problema, por lo que los mecanismos con

longitudes  $r_1$  inferiores a 10 mm serán rechazados por el algoritmo. Por lo tanto, no tiene sentido dar valores iniciales a  $r_1$  por debajo de ese valor.

En la tabla 5.5 se muestran los límites iniciales de las variables para los mecanismos de los dedos medio, índice y meñique.

Tabla 5.5 Límites del valor inicial de las variables utilizados para optimizar los mecanismos de los dedos medio, índice y meñique

	<i>Límite inferior</i>	<i>Límite superior</i>
$r_1$ [mm]	10.00	11.966
$r_2$ [mm]	28.750	38.896
$r_3$ [mm]	13.248	17.924
$r_4$ [mm]	11.308	15.298
$\theta_0$ [mm]	25.590	34.622
$\theta_{AC}$ [rad]	257.427	348.283
$r_D$ [mm]	56.970	77.078
$\theta_{BD}$ [rad]	280.884	380.020
$r_5$ [mm]	39.998	54.114
$r_6$ [mm]	28.003	37.887
$r_{DF}$ [rad]	32.807	44.387
$\theta_{FF}$ [rad]	296.941	401.743
$\theta_{EG}$ [rad]	238.303	322.409
$r_7$ [mm]	39.279	53.142
$r_8$ [mm]	12.039	16.287
$\theta_{HI}$ [rad]	250.719	339.209

- *Restricciones.* Se han utilizado las mismas restricciones que para el problema de optimización del dedo índice:

$$r_1, r_2, r_3, r_4 \in [10, 40]$$

$$\theta_0 \in [\pi/8, \pi/3]$$

- *Parámetros del algoritmo.* Los parámetros que se han utilizados para resolver este problema son los mismos que para sintetizar el dedo índice, a excepción del número de poblaciones que se ha limitado a 1.000 para asegurar que los valores de las variables no se aparten demasiado de los límites iniciales. El tiempo de cálculo para cada dedo es de unos 6 segundos:

$$NP=100, F=0.4, MP=0.1, range=1, CP=0.6, itermax=1.000$$

#### 5.2.4. Resultados para los dedos medio, anular y meñique

Los resultados obtenidos tras ejecutar el algoritmo de modo secuencial hasta las 1.000 iteraciones se muestran en la tabla 5.6.

Tabla 5.6 Resultados obtenidos para los dedos medio, anular y meñique. En la parte inferior de la tabla se incluye el valor del error para cada mecanismo calculado con la ecuación (5.2)

<i>Variables</i>	<i>Medio</i>	<i>Anular</i>	<i>Meñique</i>
$r_1$ [mm]	10.734	10.667	10.934
$r_2$ [mm]	39.883	29.148	30.152
$r_3$ [mm]	26.813	17.180	14.525
$r_4$ [mm]	11.417	12.601	10.587
$\theta_0$ [mm]	30.173	29.990	40.198
$\theta_{AC}$ [rad]	314.589	293.057	290.212
$r_D$ [mm]	51.648	66.197	67.933
$\theta_{BD}$ [rad]	332.480	271.150	304.668
$r_5$ [mm]	63.426	41.814	50.651
$r_6$ [mm]	29.935	29.762	42.430
$r_{DF}$ [rad]	41.964	25.409	16.745
$\theta_{FF}$ [rad]	357.139	305.453	333.441
$\theta_{EG}$ [rad]	293.983	316.187	308.408
$r_7$ [mm]	46.461	43.503	50.890
$r_8$ [mm]	11.129	12.563	16.813
$\theta_{HI}$ [rad]	264.887	269.634	291.502
<b>Error [rad<sup>2</sup>]</b>	0.06690	0.06769	0.04873

En la figura 5.9, figura 5.10 y figura 5.11 se han representado los mecanismos obtenidos para los dedos medio, anular y meñique respectivamente. Si los comparamos con el obtenido en el apartado anterior para el dedo índice (ver figura 5.4) se puede apreciar cómo, aunque las dimensiones de los eslabones son diferentes, los mecanismos son parecidos y consiguen trayectorias con la misma forma.

En este caso no se han comparado las trayectorias generadas por el punto *I* de cada mecanismo con la deseada, ya que en el video solamente se obtuvieron datos para el dedo índice. Los valores medidos para los ángulos de las falanges del dedo índice son válidos para el resto de los dedos, pero no la trayectoria, ya que las dimensiones del dedo afectan a la longitud y curvatura de la misma. Se observa que la posición del segmento  $O_2A$  para una misma posición angular de las falanges es diferente en cada mecanismo. Sin embargo, el giro del eslabón 2 desde la posición inicial (extensión) a la final (flexión) es el mismo en todos ellos, ya que este eslabón está unido a la falange proximal.

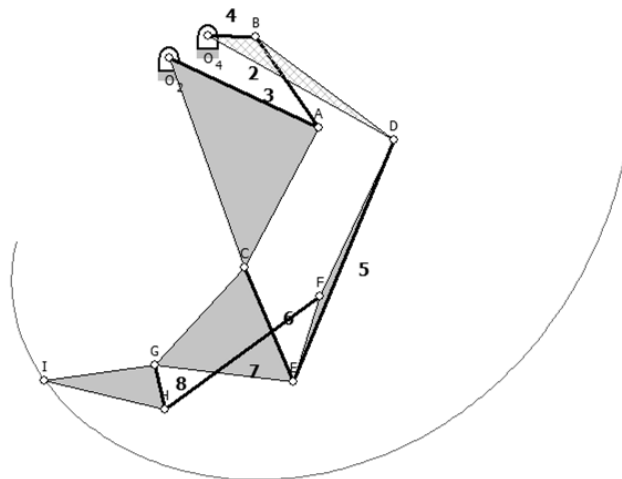


Figura 5.9 Esquema cinemático del mecanismo optimizado para el dedo medio

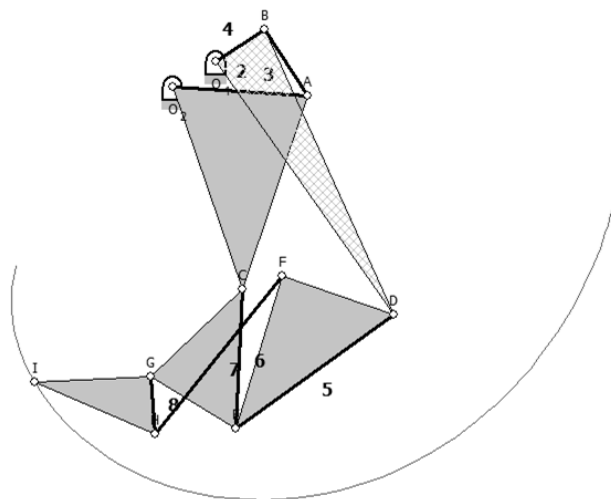


Figura 5.10 Esquema cinemático del mecanismo optimizado para el dedo anular

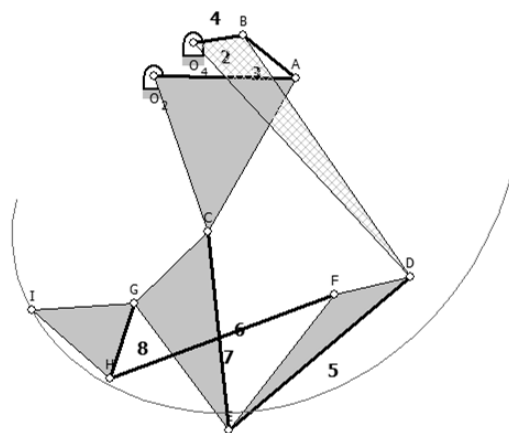


Figura 5.11 Esquema cinemático del mecanismo optimizado para el dedo meñique

El hecho de que el eslabón 2 se mueva igual en todos los mecanismos, permite la posibilidad de utilizar un único motor para todos los dedos, de forma que se muevan todos los dedos en paralelo. Este motor tiene que estar conectado al eslabón 2 de cada mecanismo y transmitirá el mismo giro a todos ellos.

Otra opción es conectar el motor al eslabón 4 del mecanismo. En ese caso, es necesario instalar un motor independiente para cada dedo, ya que el intervalo de giro del eslabón 4 es diferente en cada mecanismo.

La tabla 5.7 recoge los valores de los ángulos en la posición inicial, media y final para los eslabones 2 y 4 de cada mecanismo. Las posiciones inicial y final se corresponden con las posiciones 1 y 16 medidas para las falanges. La posición 8 de las falanges se ha tomado como posición intermedia.

En la tabla 5.7 se muestra también el ángulo girado desde la posición 1 a la 16 para comparar el ángulo girado por los eslabones 2 y 4 en cada mecanismo. Se puede apreciar que, aunque las posiciones inicial y final del eslabón 2 son distintas en cada mecanismo, el ángulo girado por el mismo es de  $69,4^\circ$  en todos ellos. El eslabón 4, además de tener posiciones inicial y final diferentes en cada mecanismo, tiene un intervalo de giro diferente para cada uno de ellos, variando entre los  $107,77^\circ$  girados en el mecanismo del dedo anular, hasta los  $123,79^\circ$  en el mecanismo del dedo meñique.

Tabla 5.7 Posiciones angulares de los eslabones 2 y 4 para las posiciones inicial (1), intermedia (8) y final (16) en cada mecanismo

<i>Eslabón 2</i>	<i>Índice</i>	<i>Medio</i>	<i>Anular</i>	<i>Meñique</i>
<i>Posición 1:</i>	$49,75^\circ$	$38,01^\circ$	$59,54^\circ$	$62,39^\circ$
<i>Posición 8:</i>	$17,15^\circ$	$5,41^\circ$	$26,94^\circ$	$29,79^\circ$
<i>Posición 16:</i>	$-19,65^\circ$	$-31,39^\circ$	$-9,86^\circ$	$-7,01^\circ$
<i>Ángulo girado (1-16):</i>	$69,40^\circ$	$69,40^\circ$	$69,40^\circ$	$69,40^\circ$

<i>Eslabón 4</i>	<i>Índice</i>	<i>Medio</i>	<i>Anular</i>	<i>Meñique</i>
<i>Posición 1:</i>	$93,89^\circ$	$107,14^\circ$	$130,85^\circ$	$116,54^\circ$
<i>Posición 8:</i>	$49,3^\circ$	$57,69^\circ$	$88,96^\circ$	$71,03^\circ$
<i>Posición 16:</i>	$-22,84^\circ$	$-16,17^\circ$	$23,08^\circ$	$-7,25^\circ$
<i>Ángulo girado (1-16):</i>	$116,73^\circ$	$123,31^\circ$	$107,77^\circ$	$123,79^\circ$

En la tabla 5.8 se recogen las posiciones angulares de las falanges media ( $\theta_{PH2g}$ ) y distal ( $\theta_{PH3g}$ ) de los mecanismos de los dedos medio, anular y meñique, junto a los ángulos medidos para dichas falanges en el video del movimiento de extensión-flexión del dedo índice del paciente ( $\theta_{PH2d}$ ,  $\theta_{PH3d}$ ).

Tabla 5.8 Ángulos deseados para las falanges media y distal ( $\theta_{PH2d}$ ,  $\theta_{PH3d}$ ), comparados con los generados por los mecanismos de los dedos medio, anular y meñique ( $\theta_{PH2g}$ ,  $\theta_{PH3g}$ ) en las 16 posiciones analizadas

Posición	$\theta_{PH2d}$ [deg]	$\theta_{PH3d}$ [deg]	Medio		Anular		Meñique	
			$\theta_{PH2g}$ [deg]	$\theta_{PH3g}$ [deg]	$\theta_{PH2g}$ [deg]	$\theta_{PH3g}$ [deg]	$\theta_{PH2g}$ [deg]	$\theta_{PH3g}$ [deg]
1	-10.0	-12.4	-8.2	-11.5	-12.1	-16.9	-11.1	-14.5
2	-15.6	-17.7	-13.8	-17.0	-15.1	-19.2	-15.1	-17.7
3	-20.0	-22.0	-19.1	-22.3	-18.6	-22.4	-19.2	-21.7
4	-23.4	-25.4	-22.6	-26.0	-21.3	-25.1	-22.3	-24.9
5	-27.0	-31.0	-26.6	-30.2	-24.6	-28.5	-25.8	-28.6
6	-33.9	-38.7	-35.9	-40.4	-33.0	-37.7	-34.4	-38.4
7	-43.0	-50.0	-43.5	-49.1	-40.5	-46.3	-41.9	-47.3
8	-55.0	-64.5	-56.5	-64.5	-54.1	-62.4	-55.0	-63.4
9	-68.0	-77.5	-69.4	-80.5	-68.2	-79.7	-68.2	-80.3
10	-78.3	-92.0	-80.2	-94.5	-80.1	-94.9	-79.5	-95.1
11	-90.0	-109.0	-94.0	-113.2	-95.3	-115.0	-93.9	-114.7
12	-102.9	-128.0	-104.3	-127.9	-106.5	-130.4	-104.7	-129.8
13	-118.0	-150.7	-115.5	-144.6	-118.2	-147.5	-116.4	-146.8
14	-132.0	-172.0	-127.9	-164.3	-130.8	-167.0	-129.4	-166.4
15	-146.0	-195.0	-144.7	-193.5	-146.5	-194.4	-146.8	-194.7
16	-161.9	-219.7	-159.4	-223.3	-158.4	-221.1	-161.7	-221.8

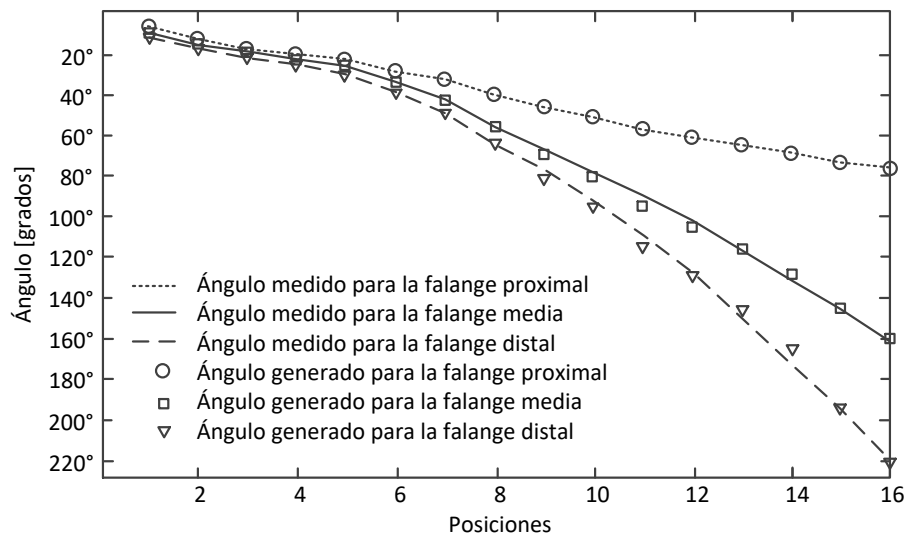


Figura 5.12 Posiciones angulares de las falanges medidas para el dedo del paciente frente a los ángulos generados por el mecanismo del dedo medio para las mismas

En la figura 5.12, figura 5.13 y figura 5.14 se han representado los valores de los ángulos de la tabla 5.8 para los dedos medio, anular y meñique respectivamente. Al igual que en el caso del dedo índice, el error en la posición angular de la primera falange es nulo, ya que esta se utiliza como entrada del mecanismo.

En las figuras se observa que existe una pequeña desviación en las posiciones angulares de las falanges media y distal del mecanismo, comparadas con las del dedo del paciente. Sin embargo, estas desviaciones ocurren en posiciones puntuales, volviendo las falanges a ocupar la posición angular deseada en las siguientes posiciones.

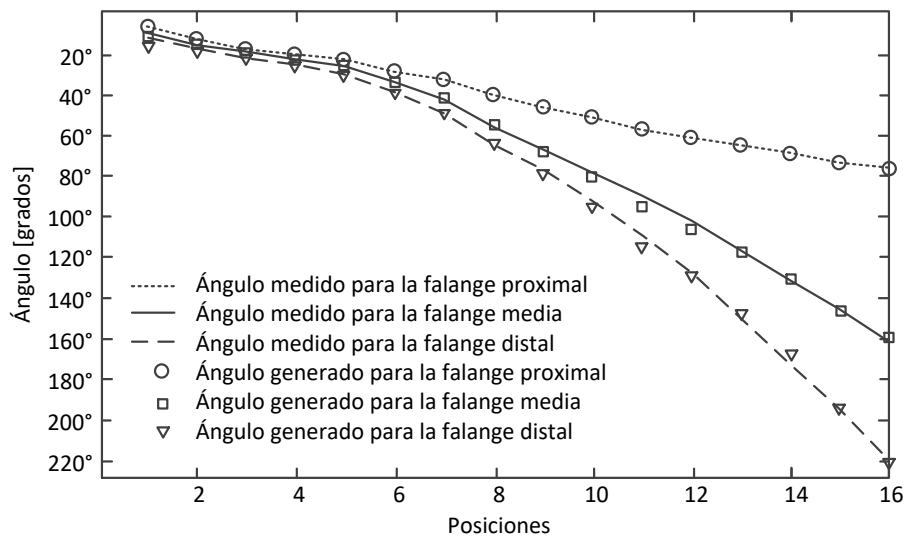


Figura 5.13 Posiciones angulares medidas para las falanges del paciente frente a los ángulos descritos por las mismas falanges del mecanismo del dedo anular

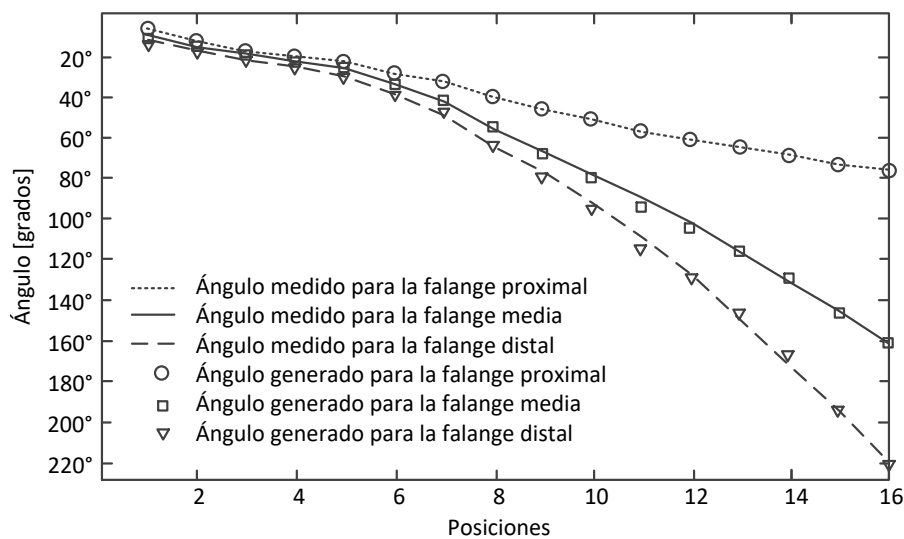


Figura 5.14 Posiciones angulares de las falanges del paciente frente a los ángulos descritos por las mismas falanges del mecanismo del dedo meñique

En la figura 5.15, figura 5.16 y figura 5.17 se ha representado la evolución de la función objetivo definida en la ecuación (5.2) para cada una de las dieciséis posiciones analizadas para los dedos medio, anular y meñique respectivamente. El error obtenido en cada posición se ha dibujado con un punto en forma de triángulo. La componente de la función objetivo debida a la segunda falange,  $(\theta_{PH2d} - \theta_{PH2d})^2$  se ha representado con puntos circulares y la componente de la tercera falange  $(\theta_{PH3d} - \theta_{PH3d})^2$  con puntos cuadrados.

En las figuras se observa que el mayor error en el dedo medio se produce en la posición 14. El dedo anular presenta la mayor desviación respecto a la posición angular deseada en la posición 11. El dedo meñique, por su parte, presenta errores parecidos en las posiciones 11 y 14. En todos los casos la componente de error más elevada corresponde a la falange distal.

Observando los gráficos se aprecia que los errores de posición angular en las posiciones mencionadas van seguidas de un error muy pequeño en la siguiente posición. Al igual que ocurría con el mecanismo de un solo dedo, esto indica que aunque el mecanismo puede reproducir el movimiento deseado, las falanges del mecanismo no pueden formar el ángulo deseado exactamente en los instantes correspondientes a los fotogramas del video en los que se han medido los ángulos, sino un instante antes o un instante después.

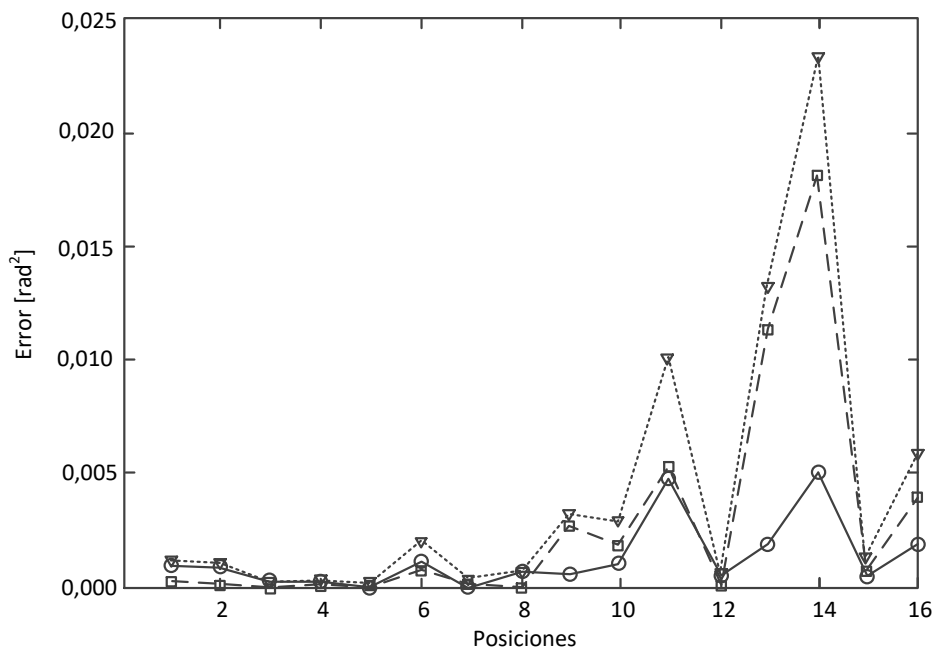


Figura 5.15 Representación para el dedo medio del valor de la función objetivo (triángulos) y de las componentes del error debidas a la falange media (círculos) y a la falange distal (cuadrados)



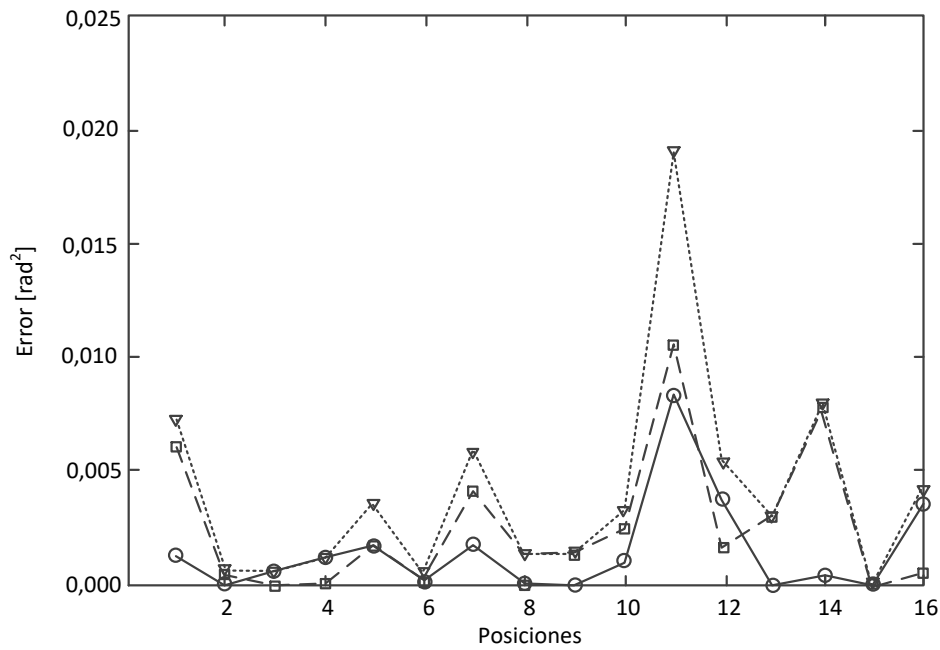


Figura 5.16 Valores de la función objetivo para el dedo anular (triángulos) y de las componentes del error debidas a la falange media (círculos) y a la falange distal (cuadrados)

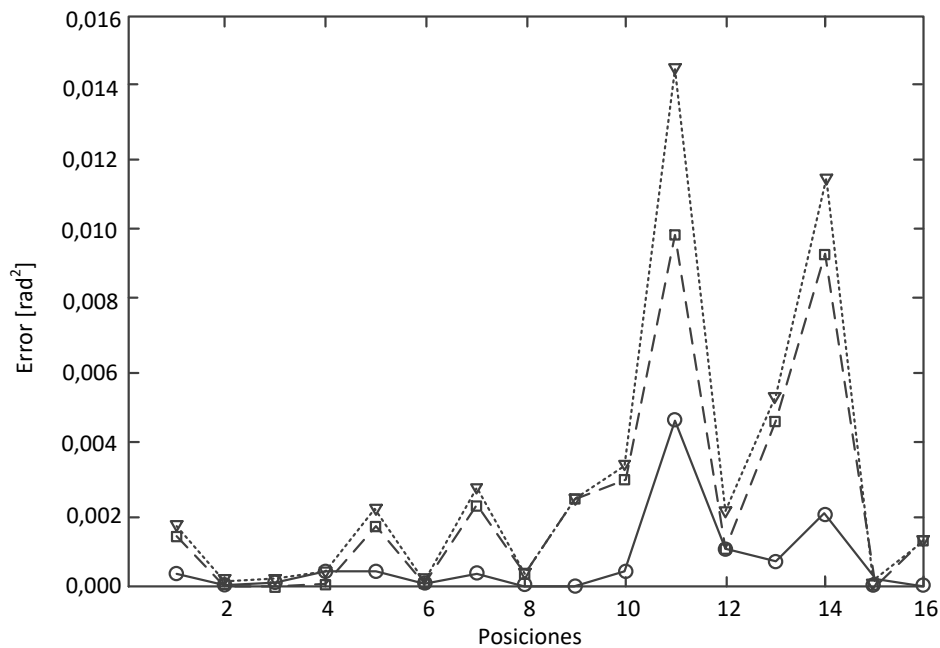


Figura 5.17 Representación de la función objetivo para el dedo meñique (triángulos) y de las componentes del error debidas a la falange media (círculos) y a la falange distal (cuadrados)

Al igual que en los problemas anteriores, se ha estudiado la evolución del error y la convergencia de la solución del algoritmo. En este caso se muestran los resultados

obtenidos solamente para el dedo anular, ya que el comportamiento del algoritmo para los dedos medio y meñique es muy similar.

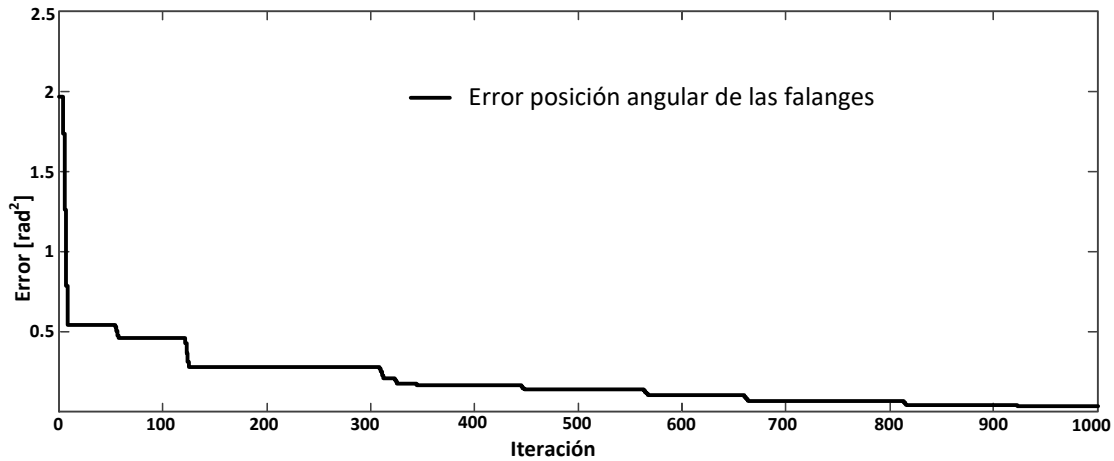


Figura 5.18 Evolución del error a lo largo de 1000 iteraciones del mejor mecanismo obtenido para el dedo anular

La figura 5.18 representa la evolución del error del mecanismo del dedo anular a lo largo de las 1000 iteraciones realizadas. En este caso no ha sido necesario eliminar del gráfico el error de las primeras iteraciones, sino que al ser su valor inicial pequeño, se ha podido representar el error desde la primera generación. Esto es debido a que los límites iniciales de las variables de diseño se han acotado en un espacio cercano a la solución. Como se puede apreciar en la figura, antes de las 100 generaciones el error ya tiene valores por debajo de  $0,5 \text{ rad}^2$ .

Aunque se han limitado las generaciones a 1000 para evitar la evolución del resultado a un mecanismo muy diferente al obtenido para el dedo índice, se observa en la gráfica que las 1000 iteraciones son suficientes para conseguir una solución con un error parecido al que se obtuvo para el dedo índice después de 10.000 iteraciones.

Para comprobar la convergencia de los resultados, una vez más se ha ejecutado el algoritmo 100 veces seguidas con el mismo problema. En este caso se ha resuelto el problema de optimización del mecanismo del dedo anular. El error obtenido en las 100 ejecuciones a lo largo de las 1000 iteraciones se representado en la figura 5.19. Se han agrupado los errores en 20 grupos de 50 iteraciones. Se observa que el error máximo en las primeras generaciones está alrededor de  $3 \text{ rad}^2$ , e incluso en alguna ejecución, el algoritmo ha encontrado en estas primeras generaciones mecanismos con errores por debajo de  $0,5 \text{ rad}^2$ . Observando el gráfico se puede concluir que el comportamiento del algoritmo es similar al de los problemas anteriores.

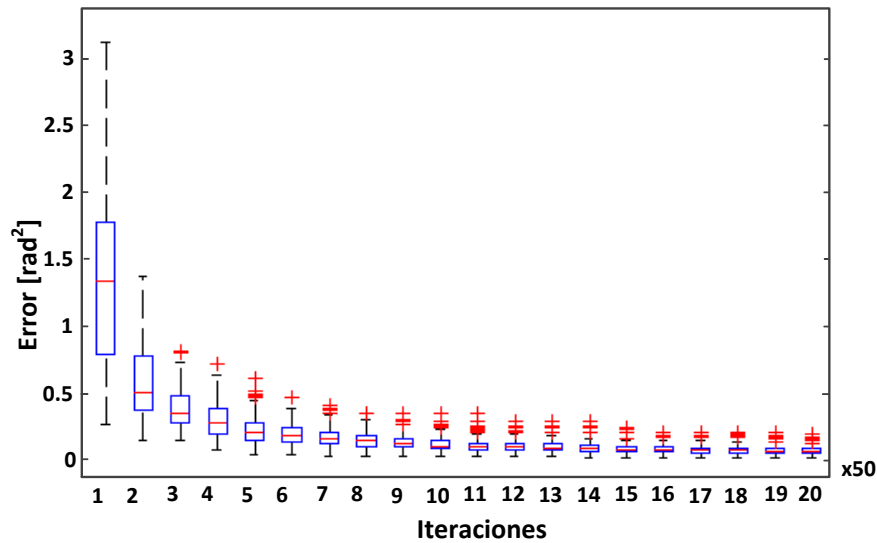


Figura 5.19 Representación del error obtenido a lo largo de 1000 iteraciones en 100 ejecuciones del algoritmo para el problema del dedo anular

### 5.2.5. Dispositivo propuesto

Como se ha comentado en el apartado anterior, la motorización del dispositivo se puede hacer con un solo motor para todos los dedos o con un motor independiente para cada dedo. En el primer caso el movimiento de los cuatro dedos tiene un único grado de libertad, mientras que en el segundo caso presenta cuatro grados de libertad.

Entre las ventajas de la solución de varios motores frente a la de un único motor, destacan:

- Una mayor variedad de movimientos de los dedos en su conjunto.
- Al poder flexionar los dedos sin que se muevan en paralelo, se elimina el contacto lateral entre ellos cuando estos se encuentran en la posición de máxima flexión.

Entre los inconvenientes encontramos los siguientes:

- Se complica el control (en realidad se podría plantear como cuatro controles independientes).
- Necesita una batería con cuatro veces más capacidad para obtener la misma autonomía.
- Mayor peso del conjunto.
- El dispositivo es considerablemente más caro.

La figura 5.20 muestra el exoesqueleto modelado con SolidWorks® a partir de los resultados obtenidos en los apartados anteriores. Este modelo es paramétrico y su geometría se ajusta según los resultados del problema de síntesis y las longitudes de las falanges del paciente.

El modelo permite, además de la simulación del dispositivo, su fabricación con una impresora 3D. A diferencia del dispositivo descrito en el apartado 4.2.4, el objetivo no es fabricar cada uno de los componentes por separado y montarlos con ayuda de tornillos y pernos, sino imprimir todos los componentes juntos, ya ensamblados. Para ello, en las articulaciones se ha dejado una tolerancia de 0,2 mm entre las superficies del eje y del agujero, actuando el conjunto como un cojinete. De este modo la impresión genera un dispositivo completamente montado al que sólo hay que añadir los motores.

En el modelo del dispositivo propuesto en la figura 5.20 se observa que se ha optado por la solución que monta un motor independiente por dedo. Cada motor actúa sobre el eslabón 2 del mecanismo correspondiente. Aunque todos los dedos se mueven con movimiento de flexión-extensión, esta configuración permite que cada dedo se mueva con distinto rango o velocidad, dando lugar a una amplia diversidad de movimientos para el conjunto de los cuatro dedos.

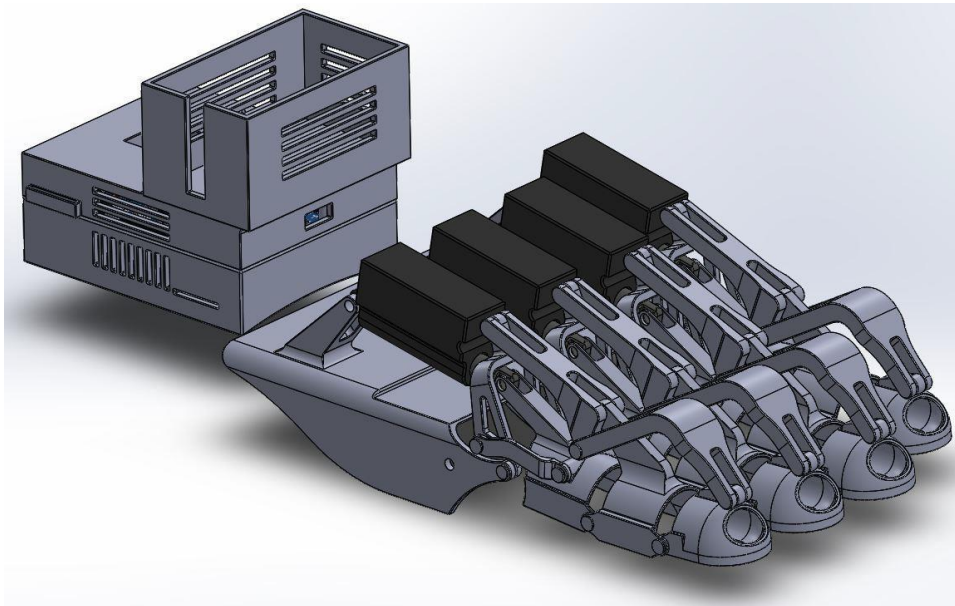


Figura 5.20 Modelo paramétrico desarrollado en SolidWorks®. A la izquierda se muestra la caja soporte, mientras que a la derecha están los cuatro mecanismos con sus motores

Cada motor va montado sobre una placa situada en el dorso de la mano, que sirve de soporte para las articulaciones fijas de los mecanismos de los dedos. El conjunto se fija a la mano por medio de dos cintas. La primera pasa por la palma de la mano y la segunda abraza la muñeca. La placa controladora y las baterías se montan en una caja independiente que se une al antebrazo con otras dos cintas. La conexión entre esta caja y los motores se realiza por medio de un conector de 12 pines.

Para mover los dedos se han elegido actuadores lineales. Su principal ventaja frente al servomotor Power HD utilizado en el dispositivo de un solo dedo expuesto en el

apartado 4.2.4 es su menor peso. El actuador lineal escogido es de la marca Actutronix, modelo PQ12 con una reducción de 100:1. Este motor tiene una carrera de 20mm y puede transmitir una fuerza de 40N con una velocidad lineal máxima de 10mm/s, lo que permite mover a la primera falange del mecanismo al doble de velocidad que la falange de la mano sana del paciente grabada en el video para medir las posiciones angulares. La masa de cada motor es de 15g. Es decir, el conjunto de los cuatro motores tiene una masa similar a la de un único servomotor Power HD.

Cada motor funciona con una intensidad de 550mA a 6V. Su alimentación se realiza con cuatro baterías de 1,5V tipo R6-AA de 2700mAh que dan al exoesqueleto una autonomía de más de 45 minutos. Estas baterías alimentan también a la placa Arduino y al módulo bluetooth.

Los motores se controlan con una placa Arduino® ONE R3 con chip Mega AT328P. Además, se monta un módulo Bluetooth HC-06 que permite controlar el exoesqueleto con un teléfono tipo Smartphone. Para ello, se ha desarrollado una aplicación para teléfonos con sistema operativo Android. El entorno de programación es Google App Inventor de Google Labs.

La aplicación desarrollada permite al médico programar fácilmente los ejercicios de rehabilitación y almacenarlos en el teléfono de forma ordenada. La programación permite controlar el tiempo de duración del ejercicio, el rango de movimiento y la velocidad del mismo.

El interface del paciente sólo le permite seleccionar el ejercicio siguiente al último realizado para iniciarlo o pararlo. Si no se detiene manualmente, el movimiento termina cuando esté programado. Los ejercicios realizados y las posibles incidencias (como detener un ejercicio antes del final) se almacenan en la memoria del teléfono para que el médico o fisioterapeuta pueda hacer un seguimiento del tratamiento.

Esta aplicación podría seguir desarrollándose en el futuro para almacenar un calendario con las fechas y horario de los diferentes ejercicios del tratamiento. Una alarma podría avisar al paciente llegada la hora de cada sesión, y esperar a que este pulsara un botón para iniciar el ejercicio. También se podrían subir a la nube los datos con la ejecución correcta del ejercicio o su detención manual. De este modo el médico podría hacer un seguimiento de la evolución del tratamiento de los distintos pacientes a tiempo real.

Por último, hay que destacar que dado que el exoesqueleto presentado en este trabajo se fabrica a medida, no es posible reutilizarlo para otro paciente. Por ello, es necesario encontrar la forma de reutilizar o reciclar todos los elementos que forman parte del exoesqueleto.

La mayoría de las piezas podrán ser reutilizadas para fabricar un nuevo dispositivo. Entre estas se encuentran los actuadores, la placa Arduino, el módulo Bluetooth y la caja que aloja la placa y las baterías. Por otro lado, el exoesqueleto impreso en plástico puede ser reciclado recurriendo a una de las múltiples empresas especializadas en este servicio.

De este modo, no sólo se consigue un dispositivo respetuoso con el medio ambiente, sino que los costes de fabricación se reducen drásticamente, lo cual debería ayudar a que este tipo de dispositivos puedan llegar a todos los pacientes.

# 6

## **Diseño de un dispositivo de avance mandibular para el tratamiento de la apnea del sueño**

---

En este capítulo se presenta un dispositivo de avance mandibular de dos piezas que tiene en cuenta el comportamiento cinemático de la mandíbula de cada paciente. El control del avance de la mandíbula se asegura por medio de dos levas con sus correspondientes seguidores, una a cada lado de la férula. Se ha llevado a cabo un estudio de la cinemática de la mandíbula para relacionar la apertura de la boca con el avance mandibular. De este modo se ha podido diseñar una leva que fuerza a la mandíbula a moverse de la forma deseada. El perfil de la leva ha sido obtenido utilizando el algoritmo de optimización MUMSA.

La principal novedad de este dispositivo mandibular es que su comportamiento se adapta a cada paciente, lo que permite garantizar que la mandíbula no se retrae en ningún instante cuando este abre la boca como ocurre con la mayoría de los dispositivos actuales. Además, se han tenido en cuenta los aspectos necesarios para aumentar la comodidad del dispositivo, como el movimiento lateral, el espacio libre para la lengua, la ausencia de piezas metálicas y un diseño de la leva no intrusivo.

Uno de los objetivos de la metodología propuesta para el diseño de este dispositivo de avance mandibular ha sido la posibilidad de personalizar la férula a partir de

Diseño de un dispositivo de avance mandibular personalizado para el tratamiento de la apnea del sueño

mediciones sencillas de realizar, como son el avance mandibular y la apertura máxima de la boca.

## 6.1. Metodología propuesta

En este apartado se expone la metodología para diseñar un dispositivo de avance mandibular adaptado a la fisonomía de un determinado paciente. En primer lugar, definiremos un modelo matemático que pueda reproducir el movimiento de la mandíbula. En segundo lugar, especificaremos el movimiento que el dispositivo debe permitir a la mandíbula para favorecer la apertura de las vías respiratorias superiores. Posteriormente, obtendremos el perfil de la leva que fuerza a la mandíbula a seguir el movimiento deseado. Finalmente, se realizará el modelado del dispositivo completo con ayuda de SolidWorks® para simular su comportamiento y poder fabricarlo con una impresora 3D.

### 6.1.1. Estudio del movimiento de la mandíbula en el espacio

La figura 6.1 muestra un modelo de la cabeza de una persona generado a partir de un escáner 3D. En la figura se puede observar la unión temporomandibular responsable del movimiento de la mandíbula respecto al cráneo. Para desarrollar el modelo cinemático de la mandíbula, debemos prestar especial atención al cóndilo y a la fosa articular.

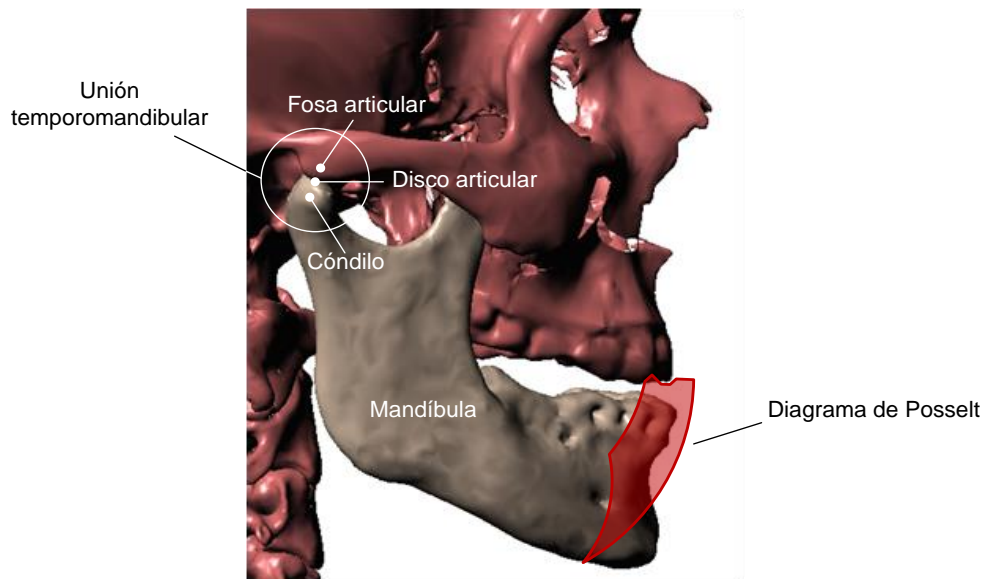


Figura 6.1 Modelo en 3D de la mandíbula y la unión temporomandibular. El diagrama de Posselt muestra los bordes del área donde se puede mover el incisivo inferior



El cóndilo se encuentra situado en el extremo superior de la mandíbula y se puede desplazar a lo largo de una trayectoria curva definida por la fosa articular. Entre estos dos elementos se sitúa el disco articular, responsable de evitar el contacto directo entre ellos. El cierre del enlace entre el cóndilo y la fosa articular se realiza por medio de ligamentos. Este conjunto recibe el nombre de unión temporomandibular y es la responsable de conectar la mandíbula con el cráneo. Esta unión, además de permitir que la mandíbula se mueva en el plano sagital con movimiento de traslación y rotación combinados, admite el movimiento de la mandíbula en un plano coronal o frontal. Este movimiento recibe el nombre de lateralidad.

Desde el punto de vista cinemático, la mandíbula es un sólido que se mueve en el espacio con seis grados de libertad. Su movimiento se puede formular como una combinación de movimientos de rotación y traslación respecto a tres ejes ortogonales. Efectivamente, observando la figura 6.2, se puede comprobar que la mandíbula puede realizar los movimientos de guiñada, cabeceo y alabeo girando alrededor de los ejes vertical, horizontal y longitudinal, respectivamente. Además, puede realizar un movimiento de traslación a lo largo de los mismos ejes.

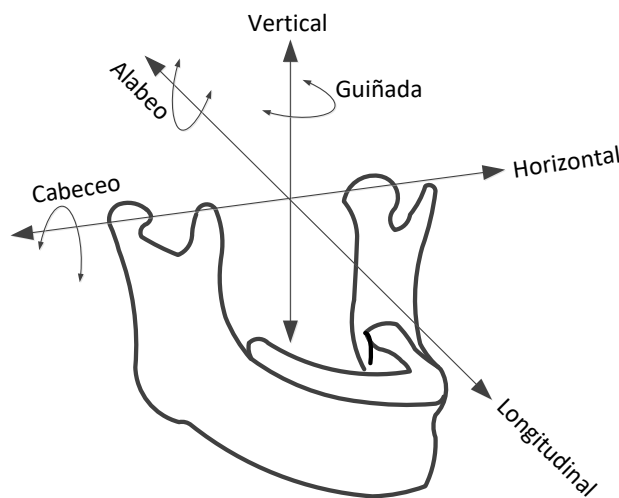


Figura 6.2 Esquema de la mandíbula con los seis grados de libertad de su movimiento en el espacio. Ejes de giro y traslación

Sin embargo, como ya se ha comentado, la mandíbula no se mueve libremente en el espacio, sino que está unida al maxilar superior por medio de las dos articulaciones temporomandibulares, una a cada lado (ver figura 6.3). Cada articulación une un cóndilo de la mandíbula con el hueso temporal del cráneo por medio de ligamentos. Entre estos dos huesos se encuentra el disco articular, una membrana fibrosa y cartilaginosa que favorece la adaptación de las dos superficies en contacto. Aunque el disco articular es flexible, el desplazamiento que le permite al cóndilo en la dirección perpendicular a la

superficie de la fosa es muy pequeño, pudiéndose considerar una unión rígida en dicha dirección. Esto significa que los desplazamientos en las direcciones longitudinal y vertical no son independientes uno del otro, ya que el cóndilo está obligado a moverse en el plano sagital siguiendo la forma del perfil de la fosa [72]. Consecuentemente, cada unión temporomandibular restringe el movimiento de la mandíbula eliminando un grado de libertad. Por lo tanto, se puede considerar que el movimiento funcional de la mandíbula tiene cuatro grados de libertad que permiten los siguientes desplazamientos:

- Traslación lateral del cóndilo a lo largo del eje horizontal.
- Traslación en el plano sagital. Es una combinación del movimiento en las direcciones de los ejes vertical y longitudinal.
- Apertura y cierre de la boca. Es el movimiento de rotación alrededor del eje horizontal.
- Rotación lateral. Es un giro combinado alrededor de los ejes vertical y longitudinal.

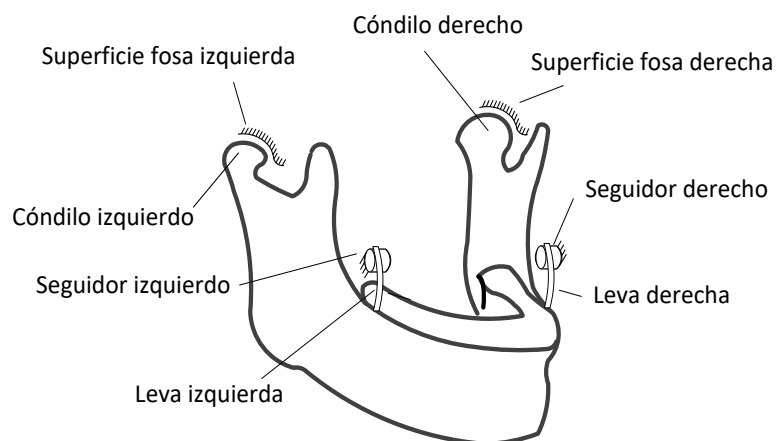


Figura 6.3 Enlaces de la mandíbula con el maxilar que restringen su movimiento en el espacio. Cada articulación temporomandibular elimina un grado de libertad y cada conjunto leva-seguidor elimina otro grado de libertad

El dispositivo de avance mandibular que se propone en este trabajo consta de una leva a cada lado de la mandíbula que restringe el movimiento de la mandíbula en la dirección perpendicular al perfil de la leva, eliminando un grado de libertad cada una de ellas (ver figura 6.3). De este modo, el movimiento de la mandíbula cuando se utiliza el dispositivo de avance mandibular queda reducido a dos.

Además, según el diseño del conjunto leva/seguidor, la traslación en la dirección del eje horizontal puede quedar también restringida, eliminando un nuevo grado de libertad. En este caso, los grados de libertad de la mandíbula quedan reducidos a uno y su movimiento se convierte en un movimiento plano. Si las uniones

temporomandibulares y los conjuntos leva/seguidor son simétricos, el movimiento de cualquier punto de la mandíbula se realiza en el plano formado por los ejes Vertical/Longitudinal (plano sagital) o en un plano paralelo, a lo largo de una trayectoria conocida. Dicha trayectoria dependerá de la forma de los perfiles de las fosas y de las levas.

### **6.1.2. Parámetros que intervienen en el movimiento de la mandíbula en el plano sagital**

El comportamiento cinemático de la mandíbula en el plano sagital ha sido estudiado en numerosos trabajos [10], [11], [73], [74], [75], [76], [77], [78]. Al abrir la boca desde la posición de reposo, se observa que el movimiento de la mandíbula en dicho plano es una combinación de rotación alrededor de un eje que pasa por los cóndilos de los dos lados y de traslación a lo largo de la fosa articular. El movimiento no es siempre una combinación de rotación y traslación, sino que depende de la posición del cóndilo.

En la figura 6.1 se muestra, junto al modelo 3D de la mandíbula, el diagrama de Posselt [79] que representa la zona del plano sagital donde se puede mover el incisivo inferior. No es posible que exista un movimiento de la mandíbula (rotación, traslación o combinación de ambos) que haga que el incisivo inferior se sitúe fuera del diagrama de Posselt. Las características del borde de este diagrama se estudiarán más adelante, ya que son fundamentales para el diseño del dispositivo de avance mandibular propuesto en esta Tesis.

Si se abre la boca desde la posición de máxima retrusión (posición más retrasada posible), la mandíbula inicia un movimiento de rotación pura. Sin embargo, si seguimos abriendo la boca, la mandíbula empieza a trasladarse hacia delante mientras rota. Al llegar a una apertura cercana a la máxima, el movimiento de traslación se reduce, volviéndose a producir un movimiento de rotación pura al llegar a la posición de máxima apertura.

La figura 6.4 muestra un esquema de la mandíbula en las posiciones de boca cerrada y de máxima apertura (que a su vez coincide con la de máximo avance o protrusión). En dicho esquema se han representado los principales parámetros que intervienen en el movimiento de la mandíbula.

El movimiento de traslación viene dado por  $CT$ . Este valor es el máximo desplazamiento posible del cóndilo cuando se parte de la posición de boca cerrada con la máxima retrusión. Este movimiento de traslación se mide en línea recta, aunque en realidad el cóndilo se desplaza a lo largo de la curva definida por eminencia de la fosa articular. El ángulo  $AMO$  mide la máxima rotación de la mandíbula y  $MO$  mide la máxima apertura lineal de la boca entre las dos posiciones ocupadas por el incisivo inferior: desde la posición de la mandíbula en la que el incisivo inferior coincide con el superior (boca cerrada), hasta la posición de máxima apertura. Esta medida se puede

Diseño de un dispositivo de avance mandibular personalizado para el tratamiento de la apnea del sueño

obtener con un pie de rey, apoyando una de las muecas de medida interior en el incisivo superior y la otra en el incisivo inferior.

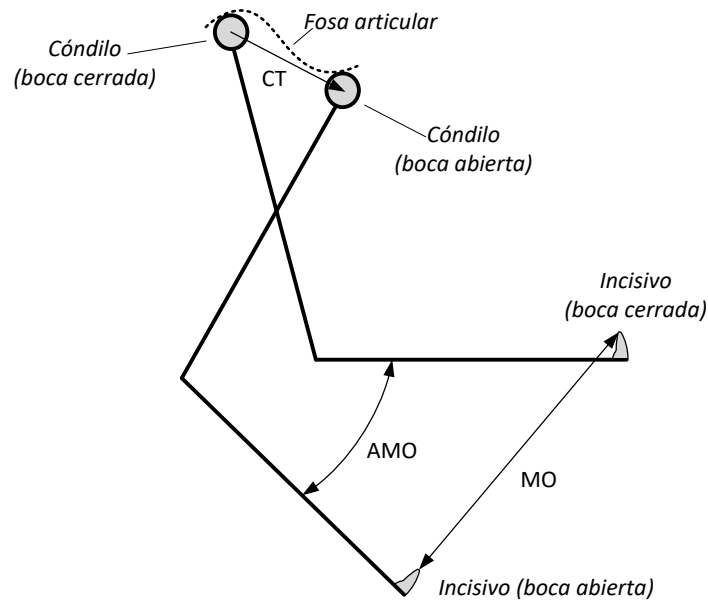


Figura 6.4 Esquema del movimiento de la mandíbula

### 6.1.3. Obtención de los parámetros que intervienen en el movimiento de la mandíbula

El desplazamiento del cóndilo a lo largo de la eminencia de la fosa articular (CT) es complicado de medir. Existen distintos métodos, aunque todos ellos son complejos y costosos [80], [81], [82].

Sin embargo, la máxima traslación que puede realizar el incisivo inferior de la mandíbula en un plano definido por el contacto entre los arcos dentales, puede ser fácilmente medida con ayuda de un útil denominado galga de George (ver figura 6.5). Esta herramienta está formada por una horquilla, una mueca superior y otra inferior para posicionar los incisivos y una regla escalada en milímetros que permite hacer mediciones de la posición de la mandíbula. La distancia entre los incisivos superior e inferior cuando se utiliza la galga, depende del espesor de la misma, siendo los valores estándar de 2mm y de 5mm.

Para realizar una medición, la horquilla se introduce en la boca. Con ayuda de las muecas se posicionan los incisivos inferior y superior en la posición de origen, uno encima del otro. La medición se realiza desde esta posición de origen hacia atrás y hacia delante. El primer valor medido recibe el nombre de retrusión y el segundo, protrusión.

Es importante resaltar que esta medida no coincide con el desplazamiento del cóndilo (CT en la figura 6.4), ya que este último depende de la inclinación de la fosa articular, mientras que las medidas realizadas con la galga de George nos dan el desplazamiento del incisivo en el plano definido por el contacto entre los arcos dentales, cuando la boca está cerrada.

Por otro lado, la máxima apertura de la boca (MO) está directamente relacionada con el ángulo de rotación y la longitud de la mandíbula, y puede ser medida con ayuda de una regla o un pie de rey.

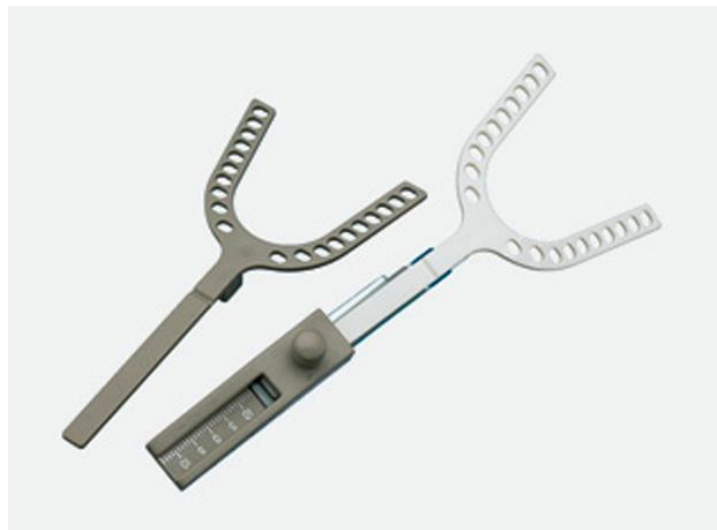


Figura 6.5 Galga de George. Fuente: [www.orthoapnea.com](http://www.orthoapnea.com)

El lugar geométrico que puede ser ocupado por un punto de la mandíbula al mover la boca depende fundamentalmente de la longitud mandibular (ML) y de la forma e inclinación de la fosa articular. Hay autores que definen la longitud mandibular como la distancia desde el centro del cóndilo hasta el mentón [76]. Otros, consideran ML como la distancia entre el centro del cóndilo y el extremo del incisivo inferior [10], [73]. En esta Tesis se ha tomado este último criterio (ver figura 6.6).

Para poder calcular la posición del cóndilo cuando el incisivo inferior se encuentra en cualquier posición, es necesario conocer la inclinación de la fosa articular. Como veremos más adelante, existen diferentes modos de medir esta inclinación. En esta tesis se ha utilizado el ángulo AF que forma la recta que pasa por el máximo y mínimo de la curva definida por la eminencia de la fosa.

En cuanto al origen de ángulos para medir el ángulo AF, la mayoría de autores toman como referencia el plano de Frankfurt. Este plano está definido por la línea que conecta el punto más bajo de la órbita ocular y el punto más alto del conducto auditivo externo. Su uso está muy extendido debido a lo sencillo que es localizar los puntos de referencia que lo definen, incluso en radiografías con poca calidad. Sin embargo, para simplificar

‘Olos cálculos, en este trabajo se ha tomado el plano oclusal como origen de ángulos. Más adelante se explica con más detalle cómo se definen los planos de Frankfort y oclusal (ver figura 6.14).

En el escáner de la figura 6.6 se muestra otra forma de medir la inclinación de la fosa articular. En este caso se evita medir ángulos, por ser su medición menos precisa que la de las distancias, y se mide, además del radio del cóndilo ( $Rc$ ), las coordenadas de los puntos máximo y mínimo de la curva de la fosa articular ( $Q$  y  $Q'$ ). Con estos datos, se puede calcular el ángulo de inclinación de la fosa y la posición del centro del cóndilo.

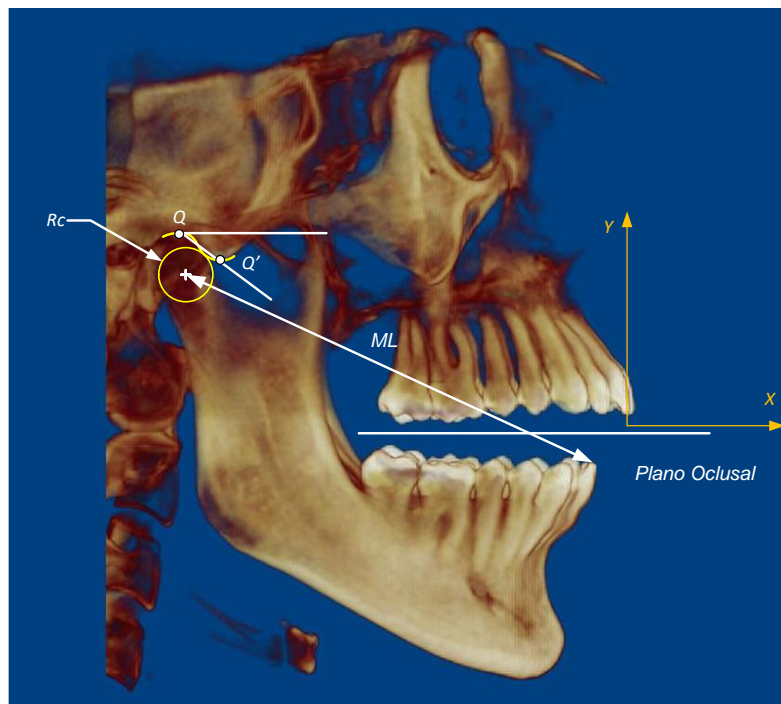


Figura 6.6 Escáner de un paciente con los parámetros que deben ser medidos para poder definir el modelo cinemático de la mandíbula Fuente: Laboratorio Ortuplus S.L.

El origen del sistema de coordenadas utilizado para medir la posición de los puntos  $Q$  y  $Q'$  se sitúa por debajo del incisivo superior, de manera que coincide con la posición del extremo del incisivo inferior cuando se utiliza una galga de George y los dos incisivos están alineado. Ese punto coincide con el cero de la regla que la galga utiliza para medir el desplazamiento de la mandíbula en el plano oclusal. La dirección del eje  $X$  es paralela al plano oclusal. Por lo tanto, al desplazarse el incisivo inferior hacia delante y hacia atrás para medir la protrusión ( $Pr$ ) y retrusión ( $Re$ ) respectivamente, el extremo del incisivo inferior se mueve sobre el eje  $X$  y las coordenadas cartesianas de su posición en los límites de este movimiento son  $(Pr, 0)$  y  $(-Re, 0)$ .

En la figura 6.6 se aprecia claramente, en el escáner de un paciente, la distancia  $ML$  y la inclinación de la fosa articular respecto al plano oclusal. La calidad de la imagen que

proporciona esta prueba, permite identificar perfectamente el perfil de la mandíbula y la posición del cóndilo. Sin embargo, la posibilidad de disponer de un escáner de un paciente con problemas de apnea es algo excepcional, debido principalmente a lo costoso de la prueba.

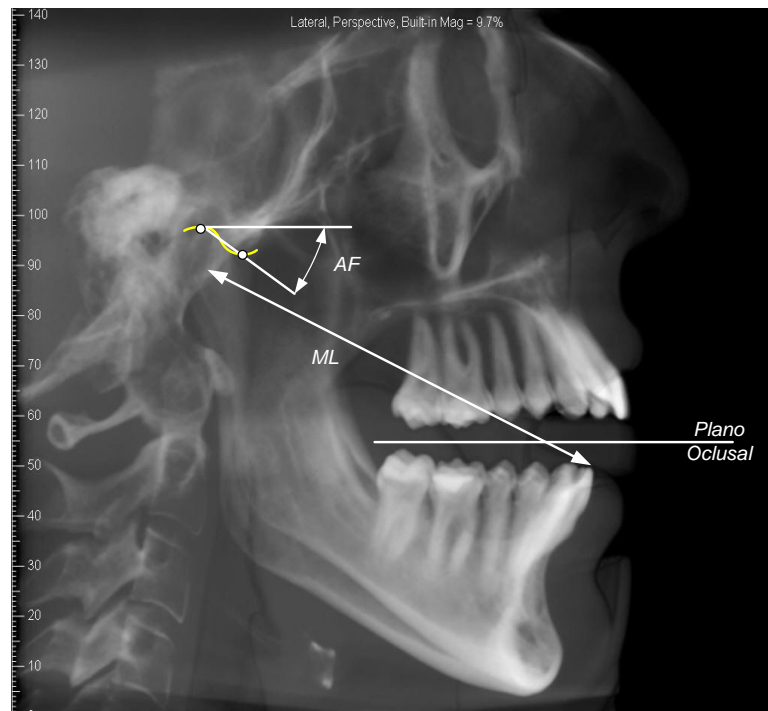


Figura 6.7 Radiografía del mismo paciente que la figura anterior, con otros parámetros para definir el modelo cinemático de la mandíbula. Fuente: Laboratorio Ortuplus S.L.

Una alternativa es medir estos valores sobre una radiografía, una prueba mucho más económica y sencilla de realizar. En la figura 6.7 se muestra una radiografía del paciente al que pertenece el escáner de la figura 6.6. En ella se ha medido la distancia *ML*, pero se aprecia la dificultad para identificar el cóndilo y la fosa articular. Si no se hubiera contado con un escáner del mismo paciente, hubiera sido más difícil realizar las mediciones. Aunque los profesionales están acostumbrados a “leer” las radiografías, la precisión de las mediciones depende en gran medida de su calidad.

Otro problema observado es que, al realizar la radiografía, la cabeza de los pacientes no se encuentra siempre en la misma posición. Si nos fijamos en la radiografía de la figura 6.7, se puede observar un doble borde en la parte inferior de la mandíbula. Esto indica que al realizar la radiografía, la cabeza estaba ladeada con un cierto ángulo, por lo que las mediciones que se realicen en la misma no serán exactas. Hay que advertir de esto al radiólogo y requerir que se preste especial cuidado al correcto posicionamiento de la cabeza al realizar la radiografía.



En el caso de no poder medir los valores mencionados en un escáner o en una radiografía, se podrían obtener los principales parámetros que rigen la cinemática de la mandíbula basándose en valores medios de la población y en medidas sencillas de realizar.

Dada la dispersión de valores medios de apertura y avance máximos de la mandíbula que se pueden encontrar en la población, se descarta la opción de poder utilizar valores estándar para estos parámetros. Merlini y Palla [74] obtuvieron en su estudio valores máximos de apertura entre 40mm y 60mm, y de avance entre 5mm y 20.5mm, estando la mayoría de ellos por debajo de 50mm y de 15mm respectivamente. En su trabajo se concluye que, en general, valores altos de apertura se corresponden con valores altos de avance. Sin embargo, estos valores están fuertemente relacionados con numerosos aspectos entre los que destacan la raza, el sexo y la edad.

Por lo tanto, es fundamental obtener la medición del avance y apertura máxima de todos los pacientes, siendo este un proceso sencillo y rápido. Aunque existen herramientas específicas para realizar estas mediciones, ambos valores se pueden medir de una forma suficientemente precisa con una simple regla.

En resumen, la forma más precisa de obtener los valores de los parámetros que nos permiten definir el modelo cinemático de la mandíbula de cada paciente, es medirlos en un escáner o, en su defecto, en una radiografía de calidad. Para predecir el comportamiento cinemático de la mandíbula del paciente, se utilizarán los parámetros mostrados en la figura 6.6. Además, serán necesarios los valores de apertura y avance máximos del paciente. Estos se medirán, siempre que sea posible, con ayuda de un pie de rey y una galga de George respectivamente.

En el caso de no tener acceso a un escáner o radiografía del paciente, se utilizarán los parámetros mostrados en la figura 6.7. Se calculará la longitud mandibular ( $ML$ ) y el ángulo de inclinación de la fosa articular respecto al mismo plano ( $AF$ ) a partir de los valores de apertura máxima y protrusión máxima. Si alguno de los parámetros anteriores no se pudiera relacionar con los valores de apertura y avance máximos, se tomará un valor medio de la población. Si hubiera factores que influyeran en este valor, como sexo y raza, se considerarán dichos factores para tomar el valor medio más representativo de cada paciente. A continuación se aborda el problema de la obtención de los parámetros necesarios para predecir el comportamiento de la mandíbula de un paciente, sin tener ninguna radiografía ni escáner.

#### 6.1.3.1. Cálculo de la longitud mandibular en función de la apertura y avance de la mandíbula.

Dijkstra et al [10] proponen la ecuación (6.1) para relacionar la longitud de la mandíbula ( $ML$ ) con la apertura lineal ( $MO$ ) y el ángulo de apertura ( $AMO$ ):

$$MO = K_1 \cdot ML \cdot AMO + K_2 \quad (6.1)$$



Donde  $K_1$  y  $K_2$  son dos constantes con valores iguales a 0,53 y 25,2 respectivamente y  $ML$  representa la longitud mandibular medida desde el centro del cóndilo hasta el extremo del incisivo inferior. Las unidades utilizadas son radianes para el ángulo  $AMO$ , y milímetros para las longitudes  $ML$  y  $MO$ .

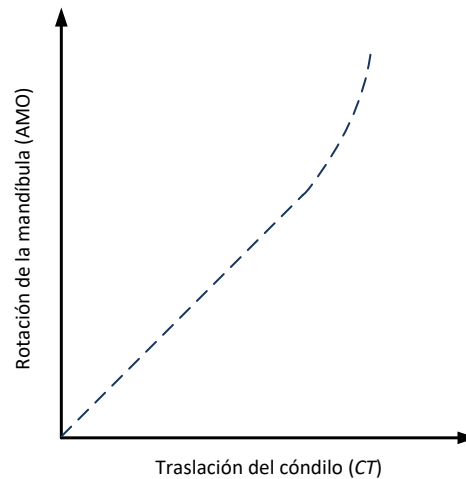


Figura 6.8 Relación entre la rotación de la mandíbula y la traslación del cóndilo

El ángulo de apertura de la boca no es una medición sencilla de obtener de forma precisa. Al no ser una medida utilizada por los ortodontistas, no existen aparatos comerciales específicos para medir el ángulo de apertura, como ocurre con la galga de George para medir el avance. Sin embargo, algunos investigadores han encontrado una relación entre el ángulo de giro y la traslación del cóndilo ( $CT$ ), por lo que, una vez definida esta relación, se podría usar el valor del avance de la mandíbula en la ecuación en lugar del ángulo de apertura ( $AMO$ ).

El mismo Dijkstra junto a otros autores [73] comprobó que hay una fuerte relación entre la traslación del cóndilo ( $CT$ ) y el ángulo de apertura de la boca. En las fases iniciales y media de la apertura de la boca, la relación entre el ángulo de apertura y la traslación es lineal, mientras que en la fase final, la rotación continúa y la traslación cesa. La figura 6.8 muestra una gráfica que representa la relación entre el ángulo girado por la mandíbula y la traslación del cóndilo. El valor de esta relación difiere entre distintos autores, con valores medios de  $1,75^\circ$  de giro de la mandíbula por cada milímetro de avance del cóndilo.

Un problema añadido es que el valor de la traslación del cóndilo tampoco es una medida que se pueda obtener fácilmente de un paciente, ya que este movimiento se produce a lo largo de la curva definida por la fosa articular. El desplazamiento de un punto de la mandíbula más sencillo de medir es la traslación del incisivo inferior en el plano oclusal. Como ya se ha comentado anteriormente, este valor puede ser medido con una galga de George.

Merini et al [7] encontraron la relación mostrada en la ecuación (6.2) entre el ángulo de giro de la mandíbula ( $AMO$ ) y su movimiento de avance ( $CT_x$ ).

$$AMO/CT_x = 2^\circ/mm \quad (6.2)$$

A partir de las ecuaciones (6.1) y (6.2), podemos calcular  $ML$  en función de los valores de máxima apertura de la mandíbula ( $MO$ ) y avance máximo del incisivo inferior ( $TC_x$ ), medidos para un determinado paciente. Despejando  $ML$  de la ecuación (6.1) y escribiendo  $AMO$  en función de  $CT_x$ , obtenemos la ecuación (6.3).

$$ML = \frac{(MO - K_2)}{(K_1 \cdot 2 \cdot CT_x)} \quad (6.3)$$

Para comprobar la validez de la ecuación (6.3), se ha llevado a cabo un ensayo con 20 sujetos, 8 mujeres y 12 hombres. Se han realizado dos escáneres y dos radiografías de cada individuo, una de cada lado de la cabeza y se ha utilizado el escáner de cada individuo para obtener con precisión el valor de su longitud mandibular. Las radiografías se han empleado para encontrar el factor de escala de los escáneres, ya que en estos no existe ninguna marca que pueda servir de referencia para conocer el tamaño real de cualquier medida realizada sobre los mismos.

La figura 6.9 muestra dos escáneres y dos radiografías de la mandíbula de uno de los individuos. Se puede observar que a la izquierda de las radiografías existe una escala milimetrada que permite conocer la dimensión real de las medidas realizadas sobre la misma. Para encontrar el factor de escala del escáner se ha medido en la radiografía la distancia  $D$  entre dos puntos fácilmente reconocibles, como son el mentón y el punto más bajo de la órbita ocular. Posteriormente se ha ajustado la imagen del escáner hasta que dicha distancia fuera la misma.

Si se observan con detalle los dos escáneres, se puede apreciar que la mandíbula y la fosa no son exactamente iguales en los dos lados. Con la metodología que se desarrolla en este capítulo a partir de las mediciones realizadas sobre radiografías, se pueden tener en cuenta las características específicas de la articulación temporomandibular de cada lado. Para ello, se realizarán las mediciones de los lados de la mandíbula y se aplicará el método a cada uno de ellos por separado.

En esta tesis se ha aplicado la metodología a un paciente considerado únicamente las mediciones del lado derecho. El objetivo es estudiar un caso, no en una situación ideal en la que disponemos de todos los datos necesarios, sino en una situación real en la que lo normal será disponer solamente de una radiografía de uno de los dos lados y de los valores de avance y apertura máxima. Si se desea que este método sea utilizado comercialmente, es necesario reducir en lo posible los datos necesarios para llevar a cabo el diseño. Además es importante que los datos sean fáciles de obtener.

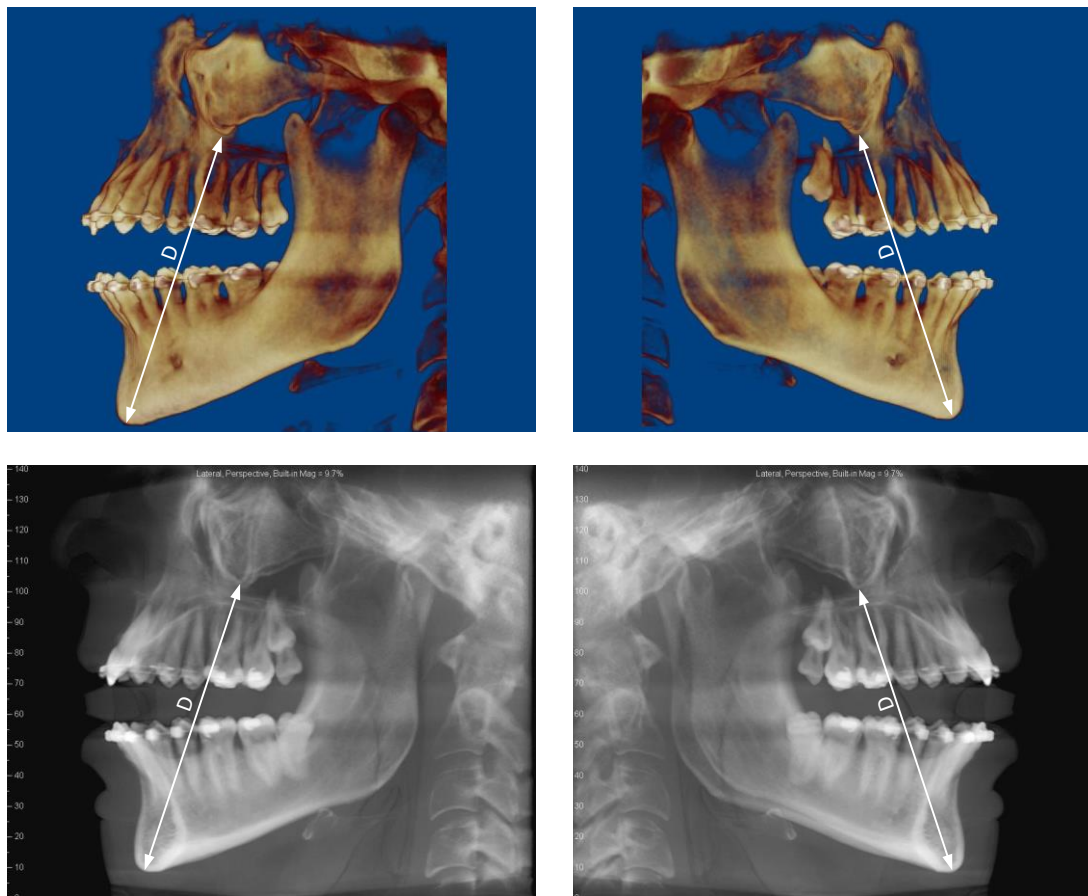


Figura 6.9 Escáner y radiografía de cada lado de la mandíbula de uno de los individuos objeto de este estudio. Fuente: Laboratorio Ortuplus S.L.

Disponer de un escáner de la cabeza del paciente es algo excepcional. Incluso no siempre es fácil contar con una radiografía lateral de la cabeza, aunque si se desea diseñar el dispositivo con precisión, será necesario prescribirla. Lo que es menos probable es disponer de una radiografía de cada lado, ya que los médicos intentan reducir en lo posible la radiación que reciben los pacientes en un tiempo reducido.

Una vez medida en las radiografías la longitud mandibular de los 20 individuos incluidos en el ensayo, podemos comprobar la validez de la ecuación (6.3). Para poder calcular  $ML$  es necesario primero medir la apertura y protrusión máximas de cada uno de los sujetos.

Al medir la protrusión hay que prestar atención al espesor de la galga de George que se utiliza, ya que este influye en la medida. Esto es debido a que la galga impide cerrar la boca completamente, situándose el incisivo inferior a una cierta distancia del superior que depende del espesor de la galga. Como se puede apreciar en el diagrama de Posselt de la figura 6.1, cuanto más baja sea la posición del incisivo, menor es su distancia al borde frontal que delimita su movimiento. Por lo tanto, cuanto mayor sea el espesor de

la galga, menor será la protrusión medida. El autor de esta tesis junto a García Reyes et al [83] participó en un estudio sobre la incidencia del espesor de la galga de George en la protrusión con 175 individuos sanos. La media del avance mandibular medido con la galga de 2 mm fue de 12,5 mm, mientras que con una galga de 11 mm de espesor, este valor bajó a 9,9 mm.

Como la medida obtenida va a ser empleada para el diseño de un dispositivo de avance mandibular, interesa medir su valor en unas condiciones parecidas a las que se dan cuando el paciente utiliza el dispositivo.

Teniendo en cuenta lo anterior, la medida de la traslación del incisivo inferior en el plano oclusal ( $CT_x$ ) se ha realizado con ayuda de una galga de George de 2 mm, por ser este el espesor disponible más parecido al del propio dispositivo. En todos los casos se ha tomado como origen de la medida la posición del incisivo inferior en la que este se encuentra alineado con el incisivo superior. El valor de retrusión se ha medido desde dicha posición hasta la posición más retrasada posible de la mandíbula, mientras que la protrusión se ha medido con el mismo origen hasta la posición más avanzada posible.

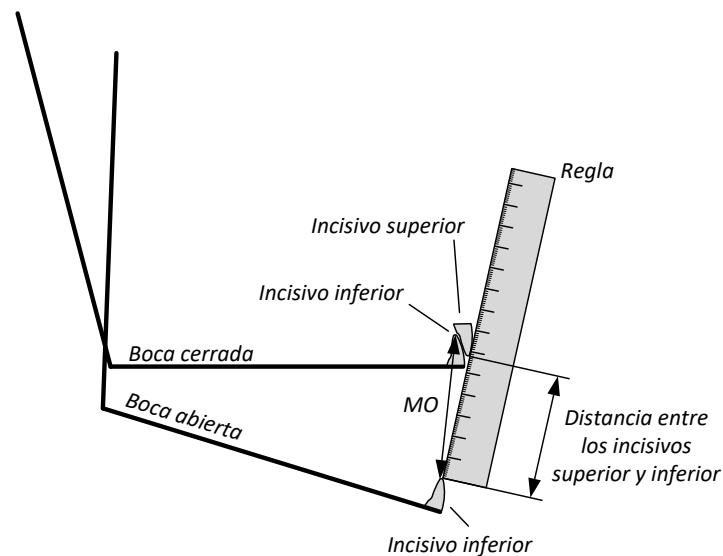


Figura 6.10 Medida de la distancia entre los incisivos superior e inferior con una regla

Por otro lado, para obtener el valor de la máxima apertura lineal de la boca (MO), es necesario medir la longitud del segmento recto que va desde un punto en el extremo del incisivo inferior con la boca cerrada, hasta el mismo punto en la posición de máxima apertura (ver figura 6.10).

Para medir la apertura máxima (MO) se puede utilizar una regla o un pie de rey. En primer lugar se mide la distancia desde el incisivo superior hasta el incisivo inferior cuando la boca se encuentra en posición de máxima apertura. Aunque esta es la medida

que utilizaremos en el modelo cinemático que se desarrollará más adelante, en rigor esta medida no es *MO*, ya que al cerrar la boca, el incisivo inferior se coloca detrás del incisivo superior, permitiendo a la mandíbula girar un poco más.

La figura 6.11 muestra la distancia vertical desde la posición del incisivo inferior cuando está alineado con el superior, hasta su posición con la boca totalmente cerrada. Esta distancia recibe el nombre de *sobremordida*. Su valor se puede medir realizando una línea con un rotulador sobre el incisivo inferior cuando la boca está completamente cerrada y marcando la posición del extremo del incisivo superior (ver figura 6.11). Midiendo la distancia entre esta marca y el extremo del incisivo, se obtiene el valor de la *sobremordida*. Finalmente, sumando la *sobremordida* a la distancia entre el incisivo superior y el inferior con la boca abierta, obtenemos la apertura lineal máxima de la boca (*MO*).

Las mediciones de apertura y protrusión máximas han sido realizadas por dos médicos distintos, observándose desviaciones considerables en los valores obtenidos por el mismo médico del mismo paciente. En general, cuando se realizan varias tomas de datos con valores dispersos, se recomienda tomar como valor válido la media. Sin embargo, en este caso se trata de obtener los valores máximos de apertura y avance de la mandíbula de cada paciente. Por ello, los médicos han tomado las medidas de cada individuo tres veces y se ha considerado como valor válido la mayor de las seis mediciones realizadas, tanto para la apertura como para el avance.

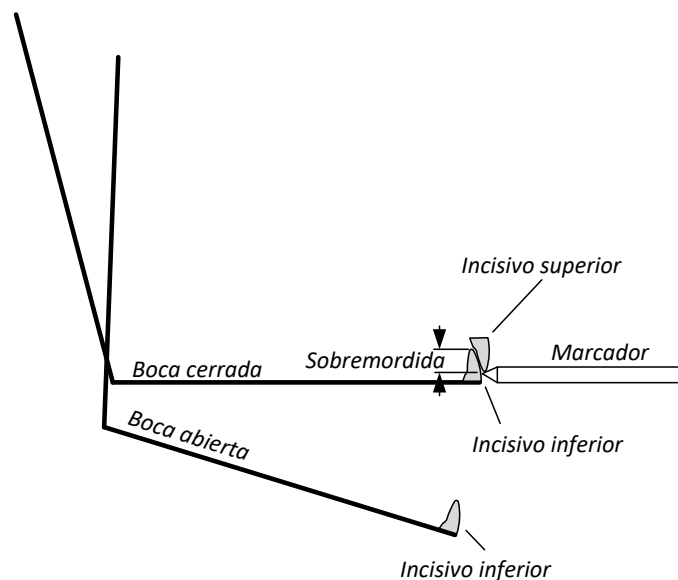


Figura 6.11 Marca en el incisivo inferior para medir el valor de la sobremordida

La tabla 6.1 muestra los valores de apertura y avance máximos obtenidos. Se han incluido en la tabla las medidas de sobremordida y distancia entre incisivo superior e inferior requeridos para calcular la apertura máxima, así como la retrusión y protrusión

utilizados para calcular el avance máximo. Se aprecian valores un poco elevados para la apertura de la boca y pequeños para el avance total, comparados con los valores encontrados en la bibliografía.

Aplicando la ecuación (6.3) a los valores medidos para cada individuo de máxima apertura ( $MO_{med}$ ) y avance ( $CTx_{med}$ ), se ha obtenido el valor de la longitud mandibular calculado ( $ML_{cal}$ ). Posteriormente, se ha calculado el error del valor obtenido respecto a la longitud mandibular medida en los escáneres ( $ML_{med}$ ). Para ello se ha utilizado la ecuación (6.4).

$$Error = ABS(1 - \frac{ML_{cal}}{ML_{med}}) \quad (6.4)$$

Tabla 6.1 Valores de apertura y avance máximos medidos para los 20 sujetos objeto del estudio

SUJETO	GÉNERO	APERTURA MÁXIMA (mm)			AVANCE MÁXIMO (mm)		
		Sobremordida	Dis. entre incisivos	Total	Retrusión	Protusión	Total
1	F	2,0	46,0	48,0	-2,0	5,0	7,0
2	M	0,5	54,0	54,5	-6,5	7,5	14,0
3	F	2,0	44,0	46,0	-6,0	7,0	13,0
4	M	2,0	56,0	58,0	-7,0	7,0	14,0
5	M	2,0	51,0	53,0	-2,0	7,0	9,0
6	F	2,0	41,0	43,0	-1,0	10,0	11,0
7	M	4,0	57,0	61,0	-6,0	7,0	13,0
8	M	3,0	57,0	60,0	-3,0	8,0	11,0
9	F	2,0	53,0	55,0	-5,0	6,0	11,0
10	M	3,5	60,5	64,0	-6,0	8,0	14,0
11	F	2,0	52,0	54,0	-5,0	7,0	12,0
12	M	4,0	53,0	57,0	-13,0	-0,5	13,5
13	M	4,0	51,0	55,0	-7,5	7,0	14,5
14	M	4,0	44,0	48,0	-7,0	6,0	13,0
15	F	4,0	43,0	47,0	-7,0	6,0	13,0
16	F	4,0	50,5	54,5	-6,0	3,0	9,0
17	M	2,5	70,0	72,5	-5,0	9,5	14,5
18	F	2,0	60,0	62,0	-6,0	9,0	15,0
19	M	3,0	54,0	57,0	-8,0	10,0	18,0
20	M	2,0	55,0	57,0	-2,0	7,0	9,0

La tercera columna de la tabla 6.2 muestra los errores encontrado entre las longitudes mandibulares calculadas ( $ML_{cal}$ ) y las medidas ( $ML_{med}$ ). Se puede comprobar que el error medio del cálculo es del 37,7%, llegando a un valor máximo del 95,7% y mínimo del 1,5%.

Estos errores tan elevados se deben a que la relación encontrada por Dijkstra en la ecuación (6.1) es válida para las mediciones realizadas en su estudio. Sin embargo, la

dispersión de las mediciones y el elevado número de circunstancias que afectan al avance y apertura máximos, hacen que esta ecuación no pueda ser aplicada a cualquier individuo.

En este punto se plantea la posibilidad de encontrar un factor de corrección que permita ajustar los valores calculados. Para ello, se han considerado los valores medios que se utilizaron para deducir la ecuación (6.1). Estos valores son:

- $MO_{ec} = 57,2\text{mm}$
- $AMO_{ec} = 38^\circ$
- $ML_{ec} = 91,04\text{mm}$

Utilizando el valor  $AMO_{ec}$  en la ecuación (6.2), obtenemos el siguiente valor para el avance máximo:

- $CTx_{ec} = 19\text{mm}$

Para corregir los valores de la longitud mandibular calculada, utilizamos un factor de corrección ( $F_{corr}$ ) que depende de la desviación entre  $ML_{cal}$  y  $ML_{ec}$ . El objetivo es corregir más los valores que están más alejados del valor de  $ML_{ec}$ . La ecuación (6.5) muestra el factor de corrección propuesto.

$$F_{corr} = \left[ 1 / (ML_{cal} - ML_{ec}) \right] \cdot K_3 \quad (6.5)$$

Cuanto mayor sea el valor de  $F_{corr}$ , menos alejados son los valores y por lo tanto su corrección es menos necesaria. La constante  $K_3$  se ha obtenido de forma empírica y tiene un valor de 3.600. Si se decidiera utilizar este método de ajuste para la comercialización del dispositivo, el valor de esta constante se podría ir ajustando a medida que se tuvieran más datos de pacientes.

El factor  $K_3$  se utiliza para corregir las constantes  $K_1$  y  $K_2$  de la ecuación (6.1). En dicha ecuación se puede comprobar que  $K_1$  depende del ángulo de la mandíbula ( $AMO$ ), mientras  $K_2$  está relacionada con la apertura lineal de la boca ( $MO$ ). En este caso se corrigen las constantes considerando la desviación entre los valores medidos ( $AMO_{med}$  y  $MO_{med}$ ) y los utilizados para deducir la ecuación mencionada ( $AMO_{ec}$  y  $MO_{ec}$ ). Las ecuaciones (6.6) y (6.7) permiten calcular los valores de las constantes corregidas  $K_{1corr}$  y  $K_{2corr}$ .

$$K_{1corr} = K_1 + \frac{AMO_{ec} - AMO_{med}}{F_{corr}} \quad (6.6)$$

$$K_{2corr} = K_2 + \frac{MO_{ec} - MO_{med}}{F_{corr}} \quad (6.7)$$



Utilizando en la ecuación (6.1) los valores  $K_{1corr}$  y  $K_{2corr}$  para cada individuo, en lugar de las constantes  $K_1$  y  $K_2$  propuestas por Dijkstra, se obtienen los valores corregidos de la longitud mandibular. En la cuarta columna de la tabla 6.2, denominada “Error corregido”, se muestra el error obtenido para estos valores. Este error se ha obtenido comparando la longitud mandibular corregida con la medida en la radiografía. Para ello se ha utilizado una ecuación similar a la (6.4). Se observa que con los factores de corrección calculados, se consigue reducir el error medio desde el 37,7% hasta el 7,9%. En cuanto al error máximo, este pasa del 95,7% al 14,7%, mientras que el error mínimo pasa del 1,5% al 0,1%.

### 6.1.3.2. Utilización de redes neuronales para el cálculo de la longitud mandibular en función de la apertura y avance de la mandíbula

Otra opción para calcular la longitud mandibular a partir de las medidas de apertura y avance de la mandíbula, es la utilización de redes neuronales (ver figura 6.12). Para ello se propone usar una red con las siguientes características:

- Tipo feed-forward de dos capas
- Función neuronas ocultas: Sigmoid
- Número de neuronas ocultas: 10
- Función neuronas de salida: Lineal
- Algoritmo de entrenamiento: propagación de Levenberg-Marquardt

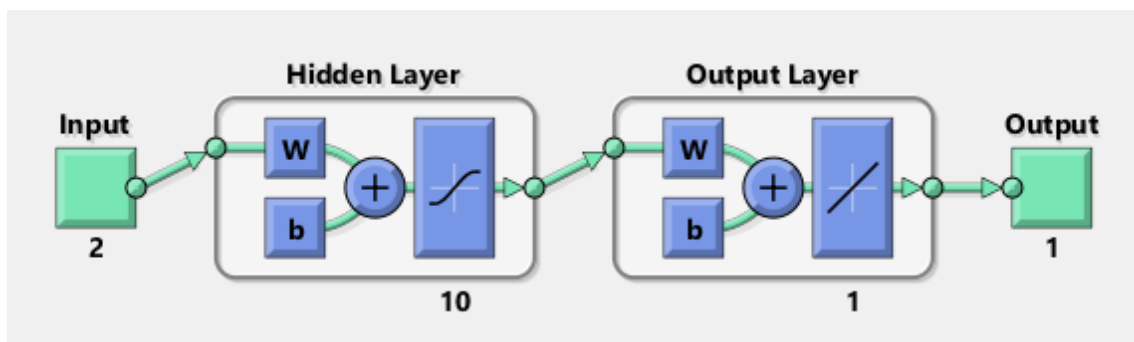


Figura 6.12 Imagen de MatLab® que esquematiza el tipo de red neuronal utilizado

Los valores de entrada de la red se definen con una matriz de 2x20 que incluye los valores de apertura y avance máximos medidos para cada sujeto. Dicha matriz se define con los siguientes datos:

apertura=[48.0 54.5 46.0 58.0 53.0 43.0 61.0 60.0 55.0 64.0 54.0 57.0  
55.0 48.0 47.0 54.5 72.5 62.0 57.0 57.0];

avance= [7.0 14.0 13.0 14.0 9.0 11.0 13.0 11.0 11.0 14.0 12.0 13.5  
14.5 13.0 13.0 9.0 14.5 15.0 18.0 9.0];



La salida es una matriz fila con los valores de las longitudes de la mandíbula medidas en las radiografías. Esta matriz queda definida del siguiente modo:

salidareal=[95.89 99.24 92.79 97.21 106.87 86.14 119.19 102.45 94.32 104.85 99.9 92.23 99.16 108.00 98.94 100.43 110.42 101.07 105.40 97.61];

Tabla 6.2 Errores en el cálculo de la longitud mandibular para 20 individuos con distintos métodos. La columna género indica F para femenino y M para masculino

<i>Individuo</i>	<i>Género</i>	<i>Error cálculo</i>	<i>Error corregido</i>	<i>Error Red Neuronal</i>
1	F	83,6%	12,1%	0,5%
2	M	14,0%	2,1%	6,2%
3	F	6,8%	4,0%	0,1%
4	M	30,3%	9,8%	0,8%
5	M	56,2%	13,3%	0,2%
6	F	1,5%	4,8%	2,0%
7	M	24,9%	8,3%	5,6%
8	M	66,9%	0,1%	1,4%
9	F	55,3%	5,9%	0,5%
10	M	42,9%	9,5%	1,8%
11	F	29,9%	1,0%	1,3%
12	M	38,1%	14,2%	0,9%
13	M	12,0%	2,3%	0,9%
14	M	12,2%	14,3%	2,5%
15	F	8,4%	8,2%	3,5%
16	F	75,2%	7,5%	2,6%
17	M	59,7%	14,7%	1,0%
18	F	31,2%	11,9%	2,6%
19	M	9,4%	9,8%	0,1%
20	M	95,7%	4,5%	1,9%
<b>Media:</b>		<b>37,7%</b>	<b>7,9%</b>	<b>1,8%</b>

Para el entrenamiento, validación y test de la red, los datos de entrada se dividen en los siguientes bloques con las siguientes proporciones:

- Entrenamiento: 70% (14 valores)
- Validación: 15% (3 valores)
- Test: 15% (3 valores)

Después de seguir este proceso, los resultados encontrados arrojan los errores mostrados en la columna de la derecha de la tabla 6.2.

El error medio obtenido es del 1,8%, con un error máximo del 6,2% y mínimo del 0,1%. Aunque los resultados son prometedores, sería necesario disponer de un número mayor de datos para poder validar la red.

En el futuro, cuando haya un número suficiente de datos, se podrían almacenar en una base de datos las mediciones realizadas en las radiografías de los pacientes teniendo en cuenta factores como género, raza, morfología de la mandíbula (clase 1, 2 y 3), etc. Con estos datos, se podría crear una red neuronal que permitiera obtener el valor de la longitud mandibular a partir de la apertura y avance máximos de forma más precisa.

#### 6.1.3.3. Otros parámetros necesarios para crear un modelo cinemático de la mandíbula

Aparte de la longitud mandibular, otro parámetro necesario para definir completamente el modelo cinemático de la mandíbula es el ángulo de inclinación de la fosa articular. Para medir este ángulo es necesario definir un eje de referencia. En figura 6.13 se muestra el ángulo de la fosa articular respecto al plano oclusal (AFO) y el mismo ángulo respecto al plano de Frankfort (AFF). A continuación se explica la forma de identificar estos dos planos.

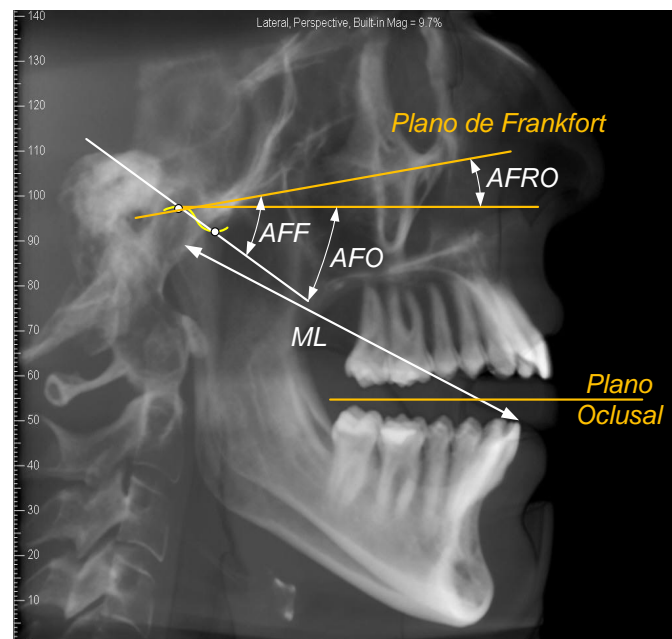


Figura 6.13 Radiografía con los parámetros estudiados: *AFRO*, ángulo entre el plano de Frankfort y el plano oclusal; *AFF*, ángulo entre la fosa articular y el plano de Frankfort; *AFO*, ángulo entre la fosa articular y el plano oclusal; *ML*, longitud mandibular

El plano oclusal queda definido por el plano de contacto entre el arco dental superior, situado en el maxilar, y el arco inferior, situado en la mandíbula. Ricketts [84] identificó

este plano en 1950 como un plano perpendicular al plano sagital definido por una línea que va desde la cúspide mesiovestibular del primer molar hasta la cúspide del canino inferior (ver figura 6.14). Este plano no siempre es fácil de localizar, ya que depende, por un lado, de que el paciente tenga los dientes que lo definen, y por otro, de la forma y orientación de los propios dientes.

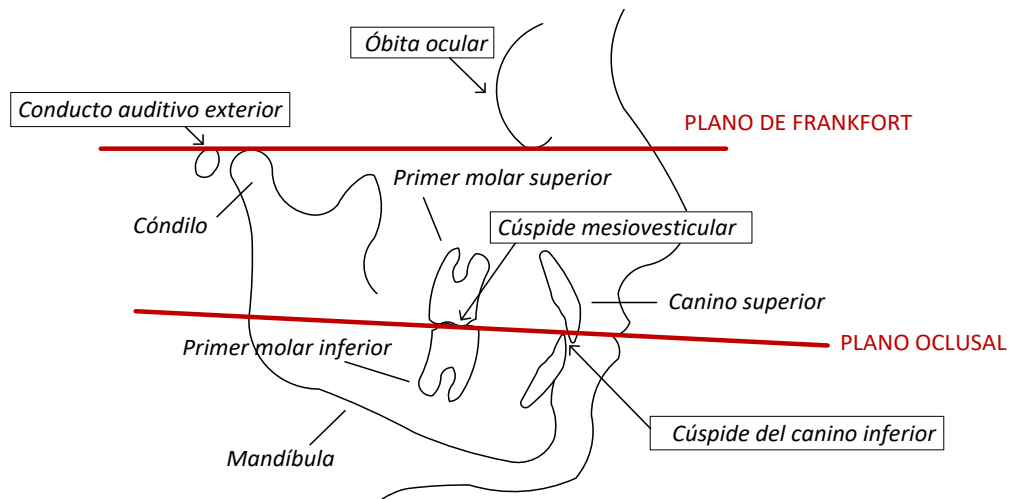


Figura 6.14 Definición de los planos de Frankfort y oclusal

La mayoría de autores prefieren utilizar como referencia de ángulos el plano de Frankfort, por su fácil localización incluso en radiografías con poca calidad. Este plano queda definido por una recta que va desde el punto más bajo del borde de la órbita ocular hasta el punto superior del borde exterior del conducto auditivo externo (ver figura 6.14).

Si no se puede realizar un escáner o radiografía del paciente, se tomarán valores medios de la población para la inclinación de la curva de la fosa articular. En el futuro, se podrían aprovechar las mediciones realizadas en los pacientes de los que se disponga un escáner o radiografía, para crear una red neuronal como la definida en el apartado anterior que pueda predecir, además de la longitud mandibular, un valor para el ángulo de inclinación de la fosa.

Para la inclinación de la eminencia de la fosa articular existe una gran dispersión de valores medidos en la bibliografía. Hay discrepancias incluso en la forma de medir esta inclinación. Algunos autores toman el ángulo de la tangente, en el punto de inflexión, de la curva definida por la fosa. Este método se denomina “best-fit line” (ver figura 6.15a). La mayoría de los autores utilizan el método denominado “top-roof line”, en el que se mide el ángulo que forma la línea que pasa por el máximo y mínimo de la trayectoria. La figura 6.15b muestra un esquema con este método. Los puntos Q y Q’ son respectivamente, el máximo y mínimo de la curva definida por la eminencia de la fosa

articular. Este último criterio es el que se ha considerado en este trabajo a la hora de desarrollar el modelo cinemático de la mandíbula.

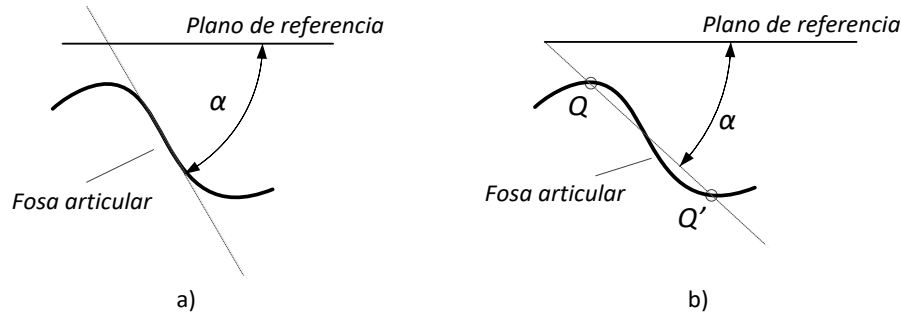


Figura 6.15 a) Método “best-fit line” para medir el ángulo de inclinación de la curva de la fosa articular b) Método “top-roof line” para medir el ángulo de inclinación de la fosa

Hay numerosos artículos de investigación en los que se mide el ángulo de inclinación de la recta  $QQ'$  respecto al ángulo de Frankfort ( $AFF$ ). Tannamala et al. [80] en un estudio encontraron para este ángulo un valor medio de  $36,5^\circ$  para la fosa derecha, y  $35,50^\circ$  para la izquierda, con desviaciones estándar de  $3,75^\circ$  y  $4,35^\circ$  respectivamente. Por su parte, Gilboa et al. [81] midieron ángulos con una media de  $35,2^\circ$  y  $37,7^\circ$  para los lados derecho e izquierdo respectivamente. En este caso, la desviación estándar fue de  $7,7^\circ$  para las mediciones del lado derecho y  $6,9^\circ$  para las del lado izquierdo. Finalmente, Dos Santos et al. [82] encontraron un ángulo medio de  $41,10^\circ$  para el lado derecho, y de  $35,50^\circ$  para el izquierdo, con una desviación estándar del  $7,53^\circ$  y  $6,43^\circ$  respectivamente. En todos los trabajos mencionados se realizaron las mediciones con el método “top-roof line”. Considerando estos valores, en el caso de no disponer de una radiografía del paciente, se propone tomar un valor para la inclinación de la fosa articular respecto al plano de Frankfort de  $37^\circ$ .

La tabla 6.3 recoge las mediciones realizadas en la radiografías del lado derecho de los 20 sujetos estudiados. El valor medio obtenido para el ángulo  $AFF$  es de  $35,1^\circ$  con un valor máximo de  $47^\circ$  y mínimo de  $18^\circ$ .

En esta tesis, en lugar de tomar el plano de Frankfort, se ha tomado como referencia el plano oclusal. Pare el diseño de un dispositivo de avance mandibular, este plano cobra una especial relevancia por ser el plano en el que produce el movimiento de los dientes cuando se utiliza el dispositivo. Además, la medición de la protrusión máxima con una galga de George se realiza también en este plano, por lo que es necesario conocer su posición.

Dado que en la bibliografía la mayoría de los autores toman como referencia el plano de Frankfort, necesitamos conocer el ángulo que forma este con el plano oclusal ( $AFRO$ ). Kumar et al. [85] realizaron un estudio con 150 sujetos entre los 18 y 40 años en el que encontraron un valor medio para el ángulo entre el plano de Frankfort el plano oclusal

de  $11,96^\circ$ , con un valor máximo de  $25,09^\circ$  y mínimo de  $2,07^\circ$ . Según este estudio, se podría considerar como válido un ángulo de  $12^\circ$ . Estos valores son algo más elevados que los medidos en las radiografías de los 20 sujetos estudiados en esta Tesis, en las que se ha obtenido un valor medio de  $8,8^\circ$ , con un valor máximo de  $16^\circ$  y mínimo de  $4^\circ$ .

Considerando el ángulo de inclinación de la fosa respecto al plano de Frankfort y el ángulo de este plano con el oclusal de los estudios citados,  $37^\circ$  y  $12^\circ$  respectivamente, podemos considerar como válido un ángulo de la fosa respecto al plano oclusal (AFO) de  $25^\circ$ . Este valor está en línea con el ángulo de inclinación respecto al plano oclusal medido en las radiografías de los 20 individuos considerados en este trabajo. El valor medio obtenido para el ángulo AFO es de  $27,4^\circ$ .

Tabla 6.3 Valores medidos para la longitud mandibular (ML), ángulo de la fosa articular con el plano de Frankfort (AFF), ángulo entre plano de Frankfort y el plano oclusal (AFRO), y ángulo entre la fosa articular y el plano oclusal (AFO)

<i>Individuo</i>	<i>ML (mm)</i>	<i>AFF (°)</i>	<i>AFRO (°)</i>	<i>AFO (°)</i>
1	96,4	45	8	37
2	93,1	46	9	37
3	92,7	36	9	27
4	97,9	41	5	36
5	107,1	32	9	23
6	87,8	38	16	22
7	112,5	44	15	29
8	103,8	32	4	28
9	94,8	18	5	13
10	106,7	37	10	27
11	101,3	26	11	15
12	93,0	28	7	21
13	100,1	32	6	26
14	110,7	38	8	30
15	102,4	33	10	23
16	103,1	21	5	16
17	109,4	47	9	38
18	103,7	41	10	31
19	105,6	46	6	40
20	99,5	39	10	29
<b>Media:</b>	<b>101,1</b>	<b>35,1</b>	<b>8,8</b>	<b>27,4</b>

Por último, para poder definir el modelo cinemático de la mandíbula del paciente, sería necesario conocer la posición de la fosa articular, o al menos, la posición del cóndilo para una posición determinada del incisivo inferior. Si se conociera una relación entre la posición del cóndilo en la fosa articular y la apertura máxima, se podría calcular esta posición en función de la apertura máxima de cada paciente en lugar de tomar el mismo

valor medio para todos ellos. Sin embargo, existen trabajos como el de Fernandes et al [86] que, tras realizar un estudio a 100 individuos, no encuentran una relación directa entre estos dos parámetros.

Los trabajos en este campo concluyen que la posición del cóndilo de un individuo con la boca cerrada y la mandíbula en posición de reposo, afecta al valor de máxima apertura de la boca. En general, aquellos individuos que tienen el cóndilo en una posición adelantada respecto al tubérculo articular (o punto mínimo de la curva de la fosa), presentan los mayores valores de apertura, pero no es posible predecir este valor sin realizar una medición.

Para resolver el problema sin una radiografía, se podría tomar para la posición del cóndilo el valor medio de la población. Sin embargo, se ha considerado más preciso resolver el problema a partir de otro valor. Para ello, en el apartado 6.1.4.1 se ha desarrollado un modelo cinemático a partir de la relación  $k$  entre la traslación del cóndilo y el avance del incisivo inferior medido con la galga de George.

En el apartado 6.1.3.1, se ha relacionado el giro de la mandíbula, por un lado con el avance del cóndilo ( $CT$ ) y por otro, con el avance del incisivo inferior ( $CT_x$ ). Esto permite calcular la relación entre estos dos movimientos de avance. Efectivamente, se conoce que la mandíbula gira  $1,75^\circ$  y  $2^\circ$  por cada milímetro de avance del cóndilo y del incisivo inferior respectivamente.

La ecuación (6.8) muestra la relación  $k$  entre el avance del incisivo inferior a lo largo del plano oclusal y el avance del cóndilo a lo largo de la fosa articular.

$$AMO = 2 \cdot CT_x = 1,75 \cdot CT \rightarrow k = CT_x/CT = 0,875 \quad (6.8)$$

La figura 6.13 muestra los parámetros estudiados en esta sección para el caso de no disponer de una radiografía del paciente. En la sección 6.1.4.1 desarrollaremos un modelo cinemático de la mandíbula para este caso, en función de los siguientes parámetros:

- Avance máximo del incisivo inferior ( $CT_x$ ). Se calculará a partir de las medidas de protrusión y retrusión de cada paciente realizadas con una galga de George.
- Apertura máxima ( $MO$ ). Se medirá su valor en cada paciente con ayuda de un pie de rey. No se considerará el valor de la sobremordida.
- Longitud mandibular ( $ML$ ). Se calculará en función de los dos valores anteriores.
- Ángulo de inclinación de la fosa articular. Tomaremos un valor para todos los pacientes de  $25^\circ$  respecto al plano oclusal.
- Relación entre la traslación del cóndilo ( $CT$ ) y el avance del incisivo inferior sobre el eje X ( $CT_x$ ). Se tomará un valor de 0,875.

#### 6.1.4. Modelo cinemático simplificado del movimiento mandibular

La figura 6.16 muestra el esquema cinemático de un mecanismo que reproduce el movimiento mandibular en el plano sagital. La unión temporomandibular se ha representado por medio de un par de rotación y un par prismático que permite un deslizamiento a lo largo de una curva definida por la eminencia de la fosa articular. Se puede observar que el mecanismo tiene dos grados de libertad. La mandíbula se ha representado en dos posiciones diferentes. La posición de reposo con la boca cerrada y la posición de máxima apertura.

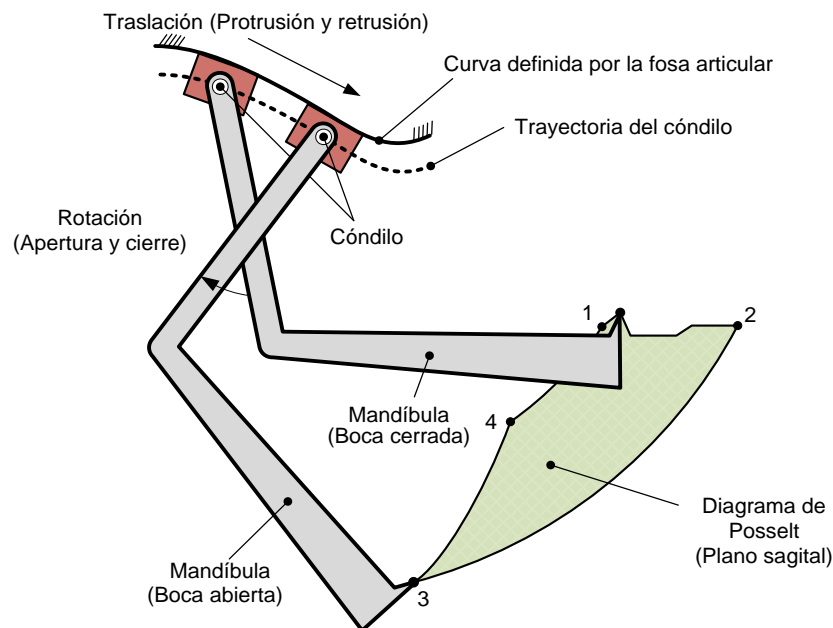


Figura 6.16 Esquema del mecanismo utilizado para simular la unión temporomandibular y el movimiento de la mandíbula

En la misma figura, se ha dibujado el diagrama de Posselt [79] que representa el espacio geométrico que puede ser ocupado por el extremo del incisivo inferior con los movimientos de apertura, cierre, avance y retroceso de la mandíbula. Este espacio está delimitado por bordes definidos por líneas que son fundamentales para el diseño personalizado del dispositivo de avance mandibular que se presenta en esta Tesis. Los puntos más significativos de este diagrama se han numerado del 1 al 4.

A continuación se describe cómo se definen los bordes del diagrama de Posselt:

- El punto 1 representa la posición del incisivo inferior cuando la boca está cerrada y la mandíbula se encuentra en la posición de máxima retrusión.
- El tramo 1-4 es un arco de circunferencia con centro en la articulación temporomandibular. Este arco es descrito por el incisivo en la fase inicial de la apertura de la boca.



- A partir de la posición 4, si se sigue abriendo la boca, la mandíbula inicia un movimiento de traslación hacia adelante mientras continúa girando. En esta fase, el incisivo describe la curva 4-3 hasta llegar a la posición de máxima apertura, que coincide con el máximo avance o protrusión.
- A continuación, si se cierra la boca manteniendo la mandíbula en posición de máxima protrusión, el incisivo describe la curva 3-2.
- Finalmente, el tramo que va de la posición 2 a la 1, se describe trasladando la mandíbula desde la posición de máxima protrusión a la de máxima retrusión, con ligeros movimientos de apertura y cierre necesarios para evitar la colisión entre los incisivos superior e inferior.

La figura 6.17 muestra una representación simplificada del diagrama de Posselt, con el esquema del mecanismo de la mandíbula con la boca cerrada en dos posiciones distintas. La línea continua muestra la mandíbula en la posición de máxima retrusión, mientras que la posición de máxima protrusión se ha representado con línea discontinua. Se define un sistema de referencia estático unido al maxilar. Su eje X es paralelo al plano oclusal y el origen del sistema se sitúa en la posición inicial del incisivo inferior cuando se mide la retrusión y protrusión con una galga de George. En esta posición, el incisivo inferior se encuentra alineado con el superior, y separado una distancia  $y_g$  que depende del espesor de la galga. Los valores más utilizados son 2mm y 5mm.

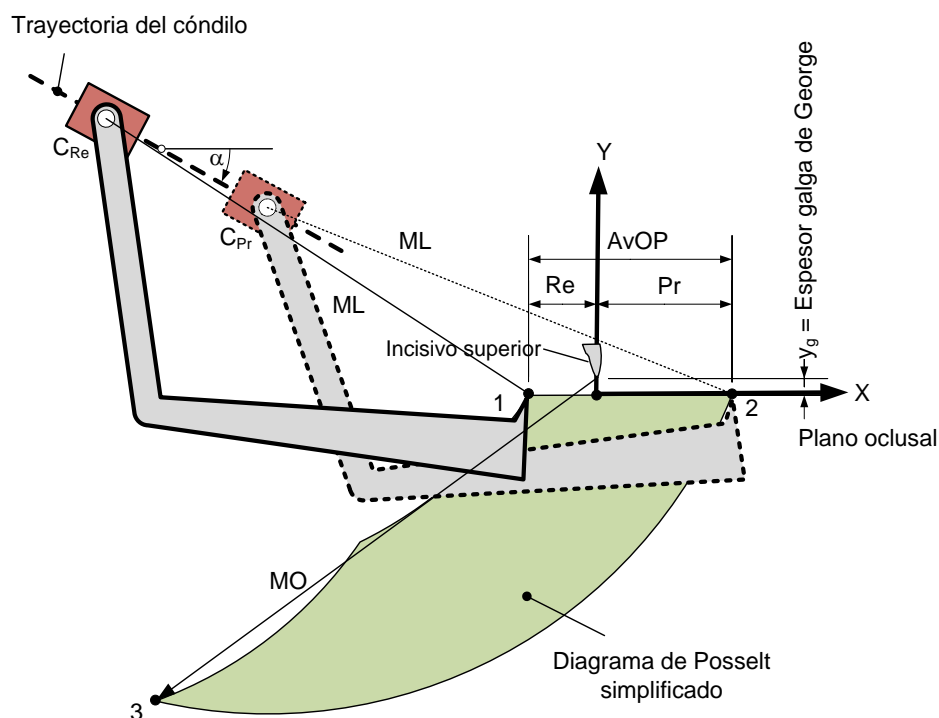


Figura 6.17 Esquema cinemático de la mandíbula en las posiciones de máxima retrusión y protrusión



En la figura 6.17, la distancia  $MO$  es la distancia entre el incisivo superior y el inferior cuando se abre la boca. Es decir, la máxima apertura de la boca sin considerar la sobremordida. Como hemos visto en el apartado 6.1.3.1 este valor puede ser medido fácilmente por el ortodontista con ayuda de un pie de rey. Para ello se utilizarán los apéndices del mismo dedicados a realizar medidas interiores, colocando uno en el incisivo superior y el otro en el incisivo inferior. La medida obtenida, la distancia entre los incisivos superior e inferior, es en realidad la distancia que recorre el incisivo inferior desde su posición con la boca cerrada, alineado con el incisivo superior, hasta su posición natural con la boca en posición de máxima apertura.

La curva de la trayectoria del cóndilo se ha representado de forma simplificada con el método “top-roof line”, considerando el segmento recto que pasa por el máximo y mínimo de la curva de la fosa articular. Este segmento forma un ángulo  $\alpha$  con el eje  $X$ . Los puntos  $C_{Re}$  y  $C_{Pr}$  representan los centros de giro de la mandíbula en las posiciones de máxima retrusión y protrusión respectivamente. Estos puntos coinciden con el centro del cóndilo en estas posiciones.

Los tramos 1-2 y 2-3 del diagrama de Poselt son fundamentales para poder realizar el correcto diseño de la leva que debe controlar el movimiento de avance de la mandíbula en el dispositivo que se propone en este trabajo. A continuación estudiaremos con más detalle estos tramos.

El tramo 1-2 se ha representado de forma simplificada con un segmento recto. En realidad esta es la trayectoria que sigue el incisivo inferior cuando se utiliza un dispositivo intraoral como el que se está diseñando, ya que la férula mantiene a una cierta distancia los incisivos inferior y superior, impidiendo su contacto y eliminando por tanto la necesidad de abrir y cerrar la boca ligeramente al desplazar la mandíbula entre las posiciones de máximo avance y retroceso con la boca cerrada. La longitud de este desplazamiento,  $AvOP$ , es la suma de los valores de máxima protrusión ( $Pr$ ) y máxima retrusión ( $Re$ ) medidas a partir de la posición de la mandíbula en la que los incisivos inferior y superior están alineados. Esto se representa en la ecuación (6.9). Los valores  $Pr$  y  $Re$  se pueden medir fácilmente en el plano sagital por medio de una galga de George.

$$AvOP = \overline{1-2} = Re + Pr \quad (6.9)$$

En la figura 6.17, el segmento 2-3 representa la trayectoria descrita por el incisivo inferior cuando se abre la boca con la mandíbula en la posición de máxima protrusión. Este tramo se puede dibujar como un arco de circunferencia con radio  $ML$  y centro  $C_{Pr}$ . La distancia  $ML$  (longitud mandibular) se puede obtener con alguno de los métodos descritos en la sección 6.1.3. El punto 3 se sitúa en la intersección entre el arco anterior y arco con su centro en el incisivo superior y radio  $MO$ .

En la realidad, el segmento 2-3 no es un arco de circunferencia, ya que debido a la acción de los ligamentos estilomandibulares, se produce un leve movimiento de

retroceso de la mandíbula cuando se cierra la boca. Por lo tanto, en la posición de máxima apertura, el cóndilo se encuentra en una posición más avanzada que en la posición de máxima protrusión con la boca cerrada. Sin embargo, el error al considerar que el tramo 2-3 es un arco es despreciable para la aplicación que le vamos a dar en esta Tesis, ya que el dispositivo de avance mandibular permite una apertura reducida de la boca. Por lo tanto, el incisivo inferior se mueve en la zona superior del tramo 2-3 del diagrama, que es el origen del arco trazado, donde todavía no se ha acumulado el error.

#### 6.1.4.1. Modelo cinemático para los pacientes de los que no se dispone de una radiografía

La figura 6.18 muestra el esquema cinemático de la mandíbula con los parámetros necesarios para definir su modelo conociendo los siguientes valores, que ya han sido analizados en el apartado 6.1.3:

- Longitud de la mandíbula:  $ML$ .
- Ángulo de inclinación de la trayectoria del centro del cóndilo, que coincide con el ángulo de inclinación de la fosa articular:  $\alpha$ .
- Distancia entre los incisivos superior e inferior en la posición de máxima apertura de la boca:  $MO$ .
- Avance máximo (suma de la protrusión y retrusión):  $AvOP$
- Relación entre  $AvOP$  y  $AvC$ :  $k$

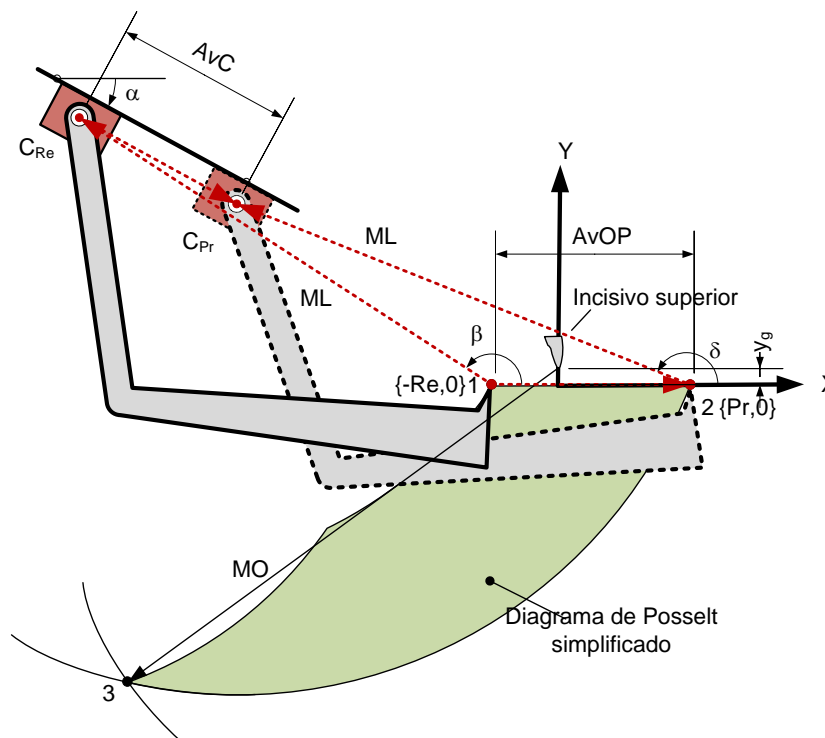


Figura 6.18 Esquema cinemático de la mandíbula en las posiciones de máxima retrusión y protrusión. El ángulo  $\alpha$  es conocido mientras que la posición de la recta  $C_{re}-C_{pr}$  es desconocida

En primer lugar necesitamos conocer el desplazamiento del centro del cóndilo,  $AvC$ . Para ello utilizamos la ecuación (6.10) que calcula este valor a partir del avance medido.

$$AvC = \overline{C_{Re}} - \overline{C_{Pr}} = k \cdot AvOP \quad (6.10)$$

A continuación, se define un cuadrilátero articulado con los vertices  $1-C_{Re}-C_{Pr}-2$ , mostrado en la figura 6.18 en línea discontinua de color rojo. Las longitudes de los cuatro lados son conocidas. Los valores de los lados  $AvOP$  y  $AvC$  se calculan con las ecuaciones (6.9) y (6.10) respectivamente, mientras que los otros dos lados son iguales y tienen una longitud igual a  $ML$ . Además, se sabe que el lado  $AvC$  forma un ángulo  $\alpha$  con la horizontal y que el lado  $AvOP$  está situado sobre el eje  $X$ , y por tanto su ángulo es  $0^\circ$ .

Las dos incógnitas del problema son las posiciones angulares de los lados  $ML$ , a las que denominamos  $\beta$  y  $\delta$ . Estos ángulos se pueden calcular resolviendo la ecuación vectorial de cierre del cuadrilátero articulado (6.11). Los vectores utilizados en dicha ecuación se representan con línea discontinua de color rojo en la figura 6.18.

$$\overrightarrow{1-C_{Re}} + \overrightarrow{C_{Re}-C_{Pr}} = \overrightarrow{1-2} + \overrightarrow{2-C_{Pr}} \quad (6.11)$$

Desarrollando ecuación (6.11), se obtienen dos ecuaciones algebraicas (6.12) de las que se pueden despejar los valores de los ángulos  $\beta$  y  $\delta$ . Los ángulos se consideran positivos en sentido anti horario. Por lo tanto, en la ecuación (6.12) el ángulo  $\alpha$  tendrá signo negativo.

$$\begin{aligned} ML \cdot \sin \beta + AvC \cdot \sin(-\alpha) &= ML \cdot \sin \delta \\ ML \cdot \cos \beta + AvC \cdot \cos(-\alpha) &= AvPO + ML \cdot \cos \delta \end{aligned} \quad (6.12)$$

Las coordenadas  $x$  e  $y$  del centro de giro de la mandíbula en las posiciones extremas de máxima protrusión y retrusión,  $C_{Re}$  y  $C_{Pr}$ , pueden ser calculadas con la ecuación (6.13).

$$\begin{aligned} x_{C_{Re}} &= -Re + ML \cdot \cos \beta \\ y_{C_{Re}} &= ML \cdot \sin \beta \\ x_{C_{Pr}} &= Pr + ML \cdot \cos \delta \\ y_{C_{Pr}} &= ML \cdot \sin \delta \end{aligned} \quad (6.13)$$

Finalmente, la posición del punto 3 se puede calcular encontrando la intersección entre un arco con centro en el incisivo superior y radio  $MO$  y otro arco con radio  $ML$  y centro en el punto  $C_{Pr}$  (ver figura 6.18). Las coordenadas  $(x_3, y_3)$  se obtienen despejando sus valores de la ecuación (6.14).

$$\begin{aligned}(x_3)^2 + (y_3 - y_g)^2 &= MO^2 \\ (x_3 - x_{C_{Pr}})^2 + (y_3 - y_{C_{Pr}})^2 &= ML^2\end{aligned}\quad (6.14)$$

Donde  $y_g$  es el espesor de la galga de George con la que se han realizado las mediciones de máxima retrusión y protrusión.

#### 6.1.4.2. Modelo cinemático para los pacientes con radiografía o escaner

En el caso de disponer de una radiografía o escáner del paciente, se puede predecir el comportamiento cinemático del paciente de forma más precisa. Para este problema se consideran conocidos los siguientes valores:

- Longitud de la mandíbula:  $ML$ .
- Coordenadas  $X, Y$  de los puntos  $Q$  y  $Q'$ .
- Apertura máxima:  $MO$ .
- Avance máximo (suma de la protrusión y retrusión):  $AvOP$ .
- Radio del cóndilo:  $R_c$ .

La figura 6.19 muestra la trayectoria del cóndilo considerada en el modelo desarrollado en este apartado. La curva que define la zona de contacto entre la fosa articular y el cóndilo se ha representado de forma simplificada con la recta  $QQ'$ . Dicha recta forma un ángulo  $\alpha$  con el eje  $X$  (plano oclusal). Las coordenadas de los puntos  $Q$  y  $Q'$  deben haber sido medidas previamente en una radiografía localizando el máximo y el mínimo de la curva de la fosa articular. El sistema de coordenadas empleado se representa en la figura 6.20. El lugar geométrico donde se puede mover el centro del cóndilo es una línea recta paralela al segmento  $QQ'$ , situada a una distancia igual al radio del cóndilo  $R_c$ . El cóndilo se moverá desde el punto  $C_{Re}$ , para la posición más retruida de la mandíbula, hasta el punto  $C_{Pr}$  correspondiente a la posición de la mandíbula de máxima protrusión.

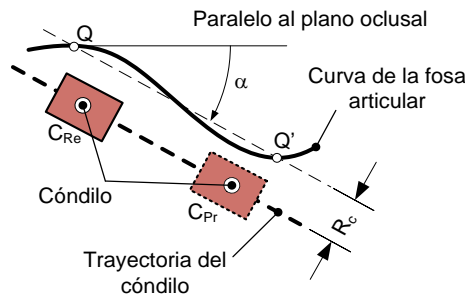


Figura 6.19 Trayectoria del cóndilo definida por el segmento  $C_{Re}$ - $C_{Pr}$

En la figura 6.20 se representa de nuevo el esquema cinemático de la mandíbula. La principal diferencia respecto al modelo del apartado anterior es que la posición de la trayectoria del cóndilo en el plano sagital es conocida.

Para obtener la posición de los puntos  $C_{Re}$  y  $C_{Pr}$ , es necesario calcular primero el ángulo  $\alpha$  que forma la línea  $QQ'$  con el eje plano oclusal utilizando la ecuación (6.15).

$$\alpha = \text{atan} \frac{y_{Q'} - y_Q}{x_{Q'} - x_Q} \quad (6.15)$$

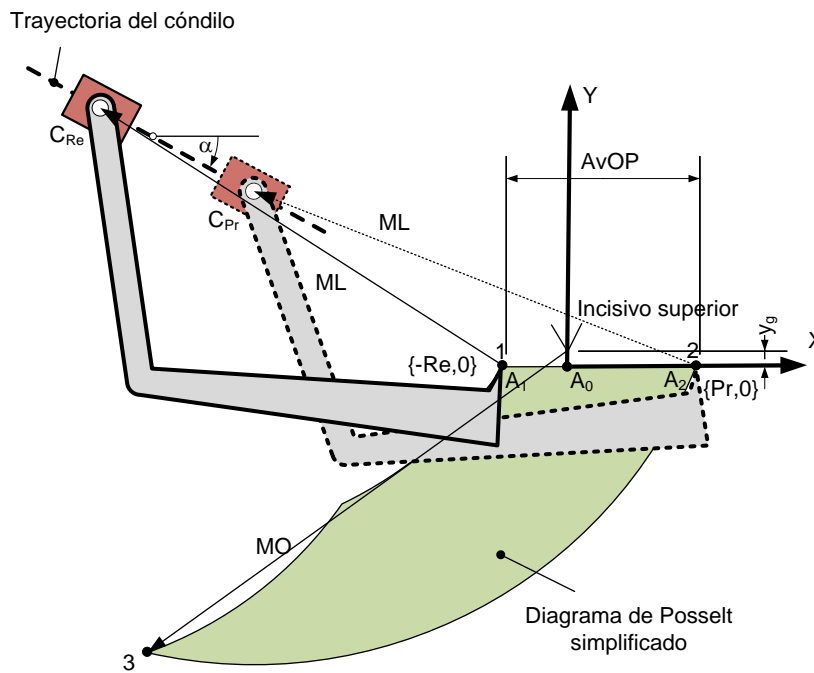


Figura 6.20 Esquema cinemático de la mandíbula en las posiciones de máxima retrusión y protrusión. La posición en el plano de la recta que pasa por  $C_{re}$ - $C_{pr}$  es conocida

A continuación, se plantea la ecuación de la recta que pasa por los puntos  $Q$  y  $Q'$  en función del ángulo  $\alpha$  (6.16).

$$y = (x - x_{Q'}) \cdot \tan \alpha + y_{Q'} \quad (6.16)$$

La trayectoria del cóndilo se puede definir con la ecuación de una línea recta paralela a la formulada en la ecuación anterior, situada a una distancia  $R_c$  (6.17).

$$y - y_{Q'} + R_c \cdot \cos \alpha = (x - x_{Q'} - R_c \cdot \sin \alpha) \cdot \tan \alpha \quad (6.17)$$

La posición del punto  $C_{Re}$  queda definida por la intersección entre la trayectoria del cóndilo y un arco de circunferencia con radio  $MO$  y centro  $A_1$ . Las coordenadas  $(x_{C_{Re}}, y_{C_{Re}})$  del punto  $C_{Re}$  se pueden despejar de la ecuación (6.18).

$$\begin{aligned} y_{C_{Re}} - y_{Q'} + Rc \cdot \cos \alpha &= (x_{C_{Re}} - x_{Q'} - Rc \cdot \sin \alpha) \cdot \tan \alpha \\ (x_{C_{Re}} + Re)^2 + (y_{C_{Re}})^2 &= ML^2 \end{aligned} \quad (6.18)$$

Del mismo modo, las coordenadas  $x_{C_{Pr}}$  y  $y_{C_{Pr}}$  se pueden calcular resolviendo la intersección entre la trayectoria del cóndilo y un arco con radio  $MO$  y centro  $A_2$  con la expresión (6.19).

$$\begin{aligned} y_{C_{Pr}} - y_{Q'} + Rc \cdot \cos \alpha &= (x_{C_{Pr}} - x_{Q'} - Rc \cdot \sin \alpha) \cdot \tan \alpha \\ (x_{C_{Pr}} - Pr)^2 + (y_{C_{Pr}})^2 &= ML^2 \end{aligned} \quad (6.19)$$

Finalmente, la posición del punto 3 se puede calcular con la ecuación (6.14) desarrollada en el apartado 6.1.4.1.

### 6.1.5. Diseño óptimo de la leva

En los apartados anteriores se ha propuesto una metodología para obtener los tramos 1-2 y 2-3 del diagrama de Posselt que define los límites del movimiento del incisivo inferior cuando se abre la boca.

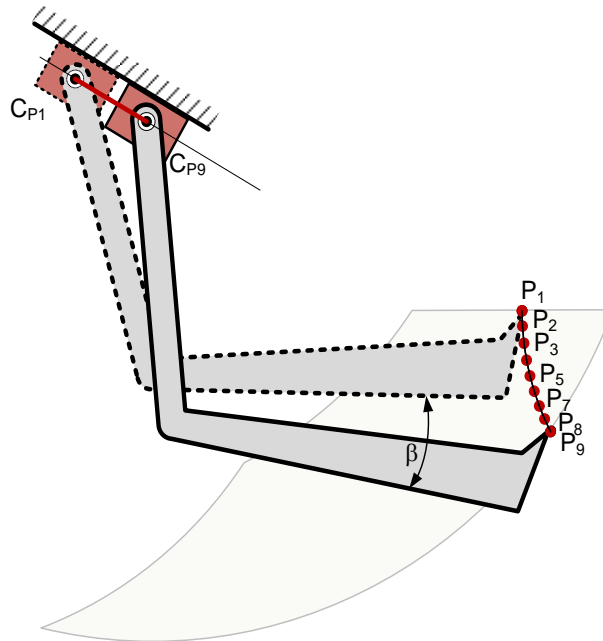


Figura 6.21 Definición de la trayectoria deseada para el incisivo inferior por medio de los puntos  $\{P_1, \dots, P_9\}$

Dentro de estos límites se puede definir la curva que debe describir el incisivo inferior al abrir la boca, para asegurar que la mandíbula se mantiene en una posición avanzada. La figura 6.21 muestra un ejemplo de esta curva definida por los puntos  $\{P_1, \dots, P_9\}$ , que asegura el desplazamiento de la mandíbula hacia delante mientras que se abre la boca hasta alcanzar el punto  $P_9$ . En este punto la boca no se puede abrir más, ya que el incisivo se encuentra sobre el borde 2-3 del diagrama de Posselt y la mandíbula está en la posición de máxima protrusión.

El objetivo de la curva es forzar a la mandíbula a moverse hacia adelante progresivamente, de modo que cuanto más se abre la boca, más avanza la mandíbula. La forma de la curva que puede ser utilizada al definir la trayectoria deseada para el incisivo inferior está condicionada por este requerimiento. Una curva errónea puede hacer que la mandíbula se desplace hacia atrás para valores determinados de apertura de la boca.

La forma de esta curva se ve afectada, principalmente, por los valores de protrusión inicial y de apertura máxima permitidos al paciente cuando utiliza el dispositivo de avance mandibular. Valores muy bajos de la apertura permitida tienen un impacto negativo en la tolerancia de los pacientes a usar el dispositivo [87], mientras que aperturas elevadas pueden provocar una disminución de la sección de la vía respiratoria superior [88].

Una vez definida la curva que deseada para el incisivo inferior, esta se discretiza con varios puntos situados sobre la misma. En el ejemplo de la figura 6.21 se han utilizado nueve puntos. Las coordenadas  $x_{C_{Pi}}$  e  $y_{C_{Pi}}$  que definen la posición del centro del cóndilo para cada posición del incisivo inferior, se pueden calcular resolviendo la ecuación (6.20), es decir, encontrando la intersección entre la trayectoria del cóndilo y un arco con radio  $ML$  y centro en la posición del incisivo inferior.

$$\begin{aligned} y_{C_{Pi}} - y_{Q'} + Rc \cdot \cos \alpha &= (x_{C_{Pi}} - x_{Q'} - Rc \cdot \sin \alpha) \cdot \tan \alpha \\ (x_{C_{Pi}} - x_{P_i})^2 + (y_{C_{Pi}} - y_{P_i})^2 &= ML^2 \end{aligned} \quad (6.20)$$

En la figura 6.21 se observa el movimiento realizado por la mandíbula entre dos instantes 1 y 9. En ese intervalo de tiempo, el incisivo inferior se mueve desde el punto  $P_1$  al punto  $P_9$ , el centro del cóndilo se mueve desde el punto  $C_{P1}$  al punto  $C_{P9}$  y la mandíbula gira el ángulo  $\beta$ .

La figura 6.22 muestra la posición del centro instantáneo de rotación (CIR) de este movimiento, situado en la intersección de las perpendiculares a las mediatrices de los segmentos  $C_{P1}-C_{P9}$  y  $P_1-P_9$ . La posición final del desplazamiento de cualquier punto de la mandíbula entre los dos instantes indicados, se puede calcular considerando que dicho punto ha rotado alrededor del CIR un ángulo igual a  $\beta$ .

Por lo tanto, suponiendo que colocamos en el punto  $F$  el centro del seguidor de la leva que se desea diseñar, su posición en el instante 9 se puede calcular como un giro

alrededor del CIR (ver figura 6.22). Este seguidor estará en contacto con una leva que debe obligar a la mandíbula a moverse de forma que el incisivo inferior pase por los puntos  $\{P_1, \dots, P_9\}$ .

Para encontrar la trayectoria seguida por el punto  $F$  entre las posiciones 1 y 9, debemos considerar instantes de tiempo más pequeños. En este caso, utilizaremos los ocho instantes definidos por los ocho desplazamientos en los que se ha discretizado la curva.

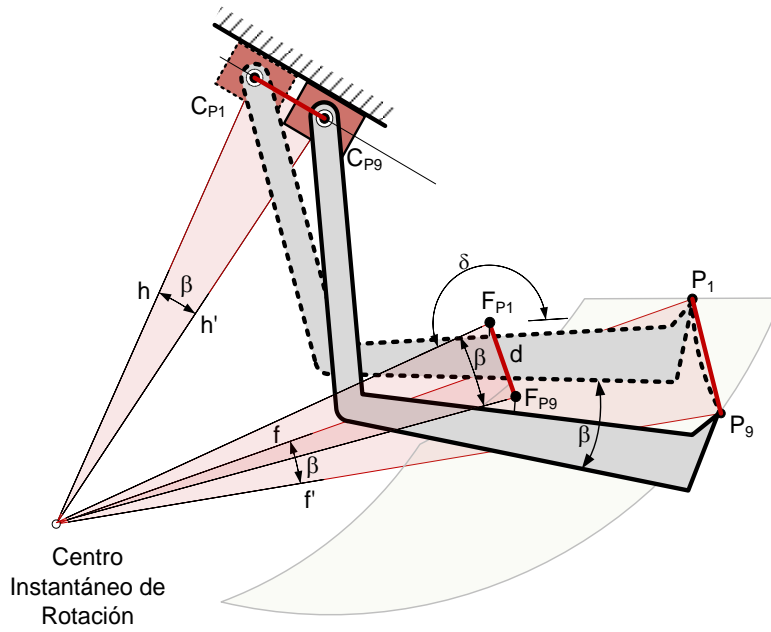


Figura 6.22 Centro Instantáneo de Rotación de la mandíbula cuando el incisivo inferior se mueve desde el punto  $P_1$  al punto  $P_9$

La figura 6.23 muestra los centros instantáneos de rotación de los ocho desplazamientos considerados. La posición del CIR en cada instante se puede encontrar calculando primero las longitudes  $h$  y  $f$  de los lados de los triángulos que se muestran en la figura 6.22. Estos lados se corresponden con los radios instantáneos de giro del centro del cóndilo y del incisivo inferior respectivamente. Sabiendo que el lado  $f_i$  debe ser igual al  $f'_i$  y  $h_i$  al  $h'_i$ , las coordenadas de la posición del CIR,  $x_{ICR_i}$  e  $y_{ICR_i}$ , para el desplazamiento entre los instantes  $i$  e  $i+1$  se pueden despejar de las ecuaciones (6.21) y (6.22).

$$f_i = \sqrt{(x_{ICR_i} - x_{P_i})^2 + (y_{ICR_i} - y_{P_i})^2} = \sqrt{(x_{ICR_i} - x_{P_{i+1}})^2 + (y_{ICR_i} - y_{P_{i+1}})^2} \quad (6.21)$$

$$h_i = \sqrt{(x_{ICR_i} - x_{C_{P_i}})^2 + (y_{ICR_i} - y_{C_{P_i}})^2} = \sqrt{(x_{ICR_i} - x_{C_{P_{i+1}}})^2 + (y_{ICR_i} - y_{C_{P_{i+1}}})^2} \quad (6.22)$$



El ángulo de rotación de la mandíbula,  $\beta_i$ , se puede calcular con la ecuación (6.23).

$$\beta_i = 2 \cdot \arcsin \left( \frac{\sqrt{(x_{P_i} - x_{P_{i+1}})^2 + (y_{P_i} - y_{P_{i+1}})^2}}{2 \cdot f_i} \right) \quad (6.23)$$

Para conocer la posición del centro del seguidor, debemos calcular primero su desplazamiento  $d_i$  desde la posición  $F_{P_i}$  a la posición  $F_{P_{i+1}}$ , así como el ángulo  $\delta$  que forma su radio instantáneo de rotación con la horizontal (ver figura 6.22). Estos valores se obtienen con las ecuaciones (6.24) y (6.25).

$$d_i = 2 \cdot \sqrt{(x_{ICR_i} - x_{F_{P_i}})^2 + (y_{ICR_i} - y_{F_{P_i}})^2} \cdot \sin \left( \frac{\beta_i}{2} \right) \quad (6.24)$$

$$\delta_i = \arctan \left( \frac{y_{ICR_i} - y_{F_{P_i}}}{x_{ICR_i} - x_{F_{P_i}}} \right) \quad (6.25)$$

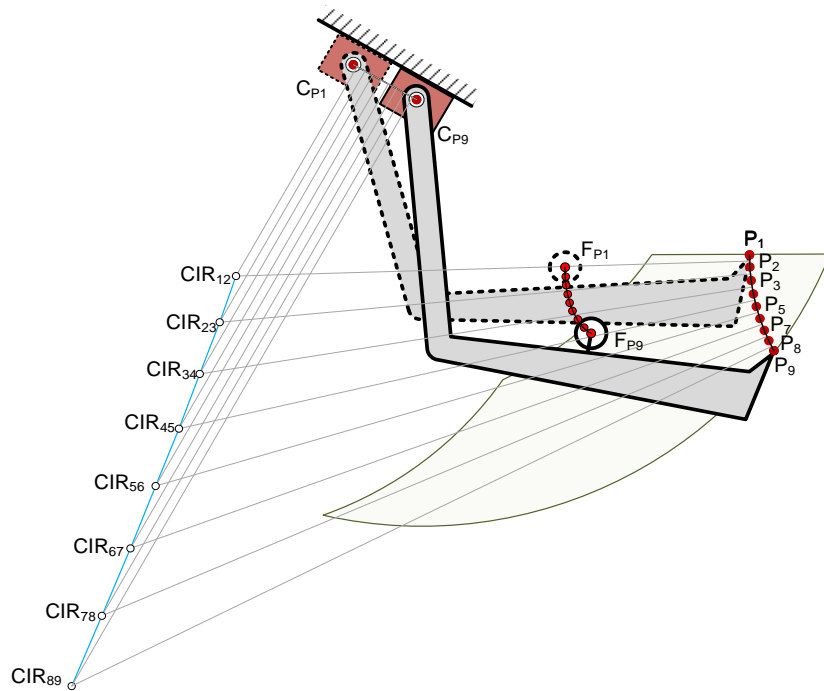


Figura 6.23 Centros Instantáneos de Rotación de los ocho desplazamientos realizados por el incisivo inferior cuando este se mueve del punto  $P_1$  al punto  $P_9$

Finalmente, las coordenadas  $x_{F_{Pi+1}}$  e  $y_{F_{Pi+1}}$  del centro del seguidor en la posición  $i+1$  pueden ser obtenidas con las ecuaciones (6.26) y (6.27) respectivamente.

$$x_{F_{Pi+1}} = x_{F_{Pi}} + d_i \cdot \cos\left(\delta_i + \frac{\pi}{2} - \frac{\beta_i}{2}\right) \quad (6.26)$$

$$y_{F_{Pi+1}} = y_{F_{Pi}} + d_i \cdot \sin\left(\delta_i + \frac{\pi}{2} - \frac{\beta_i}{2}\right) \quad (6.27)$$

El perfil de la leva depende de la trayectoria descrita por el centro del seguidor ( $F_P$ ). Con la metodología desarrollada en este apartado, se pueden calcular las posiciones ocupadas por dicho centro cuando el incisivo inferior se mueve desde la posición  $P_1$  a la  $P_9$ .

Sin embargo, para poder definir el perfil de la leva, no vale con conocer posiciones puntuales, sino que necesitamos conocer la ecuación de la curva que define la trayectoria descrita por el punto  $F_P$  (ver figura 6.23). Para ello, utilizaremos una curva de Bézier con cuatro puntos de precisión. El cambio suave de la curvatura de la trayectoria que sigue el centro del seguidor, permite reproducir el desplazamiento de forma precisa y sencilla con una curva cúbica de Bézier, no siendo necesario el uso de una curva más compleja.

La curva de Bézier puede ser formulada con la ecuación (6.28), donde  $x_{B_{Z0}}$ ,  $y_{B_{Z0}}$  y  $x_{B_{Z3}}$ ,  $y_{B_{Z3}}$  son las coordenadas cartesianas del primer y último punto de control respectivamente. La posición de estos dos puntos es conocida, ya que coinciden con la primera y última posición del centro del seguidor. Los parámetros  $t_1$  y  $t_9$ , cuyos valores son 0 y 1 respectivamente, definen la primera y última posición del centro del seguidor sobre la curva de Bézier.

$$\begin{aligned} x_{F_{Pi}}(t) &= a_x t^3 + b_x t^2 + c_x t + x_{B_{Z0}} \\ y_{F_{Pi}}(t) &= a_y t^3 + b_y t^2 + c_y t + y_{B_{Z0}} \\ c_x &= 3(x_{B_{Z1}} - x_{B_{Z0}}) \\ b_x &= 3(x_{B_{Z2}} - x_{B_{Z1}}) - c_x \\ a_x &= x_{B_{Z3}} - x_{B_{Z0}} - c_x - b_x \\ c_y &= 3(y_{B_{Z1}} - y_{B_{Z0}}) \\ b_y &= 3(y_{B_{Z2}} - y_{B_{Z1}}) - c_y \\ a_y &= y_{B_{Z3}} - y_{B_{Z0}} - c_y - b_y \end{aligned} \quad (6.28)$$

Para encontrar esta curva con un error por debajo de un valor prefijado, se utilizará un método de optimización. Una vez más, para abordar este proceso utilizaremos el algoritmo MUMSA.

El algoritmo empieza generando una población inicial de NP individuos. Cada individuo se define con las variables de diseño del problema cuyos valores se generan de forma aleatoria dentro de un espacio de búsqueda acotado previamente. En este caso,

las variables de diseño son las coordenadas del segundo y tercer punto de control de la curva,  $(x_{B_{Z1}}, y_{B_{Z1}}, x_{B_{Z2}}, y_{B_{Z2}})$ , así como los parámetros  $t$  para los puntos situados entre el 2 y el 8, ambos inclusive. El valor  $t$  debe ser optimizado para conocer la posición de los puntos mencionados a lo largo de la curva de Bézier, y poder así evaluar la función objetivo de forma apropiada. La ecuación (6.29) muestra las variables de diseño consideradas:

$$\begin{aligned} \chi &= [x_{B_{Z1}}, y_{B_{Z1}}, x_{B_{Z2}}, y_{B_{Z2}}, t_2, t_3, t_4, t_5, t_6, t_7, t_8] \in \mathbb{R} \\ \text{Sujeto a:} \quad & t_1 = 0, t_9 = 1 \\ & x_{B_{Z0}} = x_{F_{P1}}, y_{B_{Z0}} = y_{F_{P1}} \\ & x_{B_{Z3}} = x_{F_{P9}}, y_{B_{Z3}} = y_{F_{P9}} \end{aligned} \quad (6.29)$$

Para poder realizar el proceso de selección, es necesario comparar dos individuos de la población por medio de una función objetivo. La ecuación (6.30) muestra la función objetivo que se ha utilizado para encontrar la curva de Bézier que mejor reproduce la trayectoria seguida por el centro del seguidor de la leva. La función calcula el error medio cuadrático entre la posición del centro del seguidor y los puntos de la curva de Bézier:

$$\sum_{i=1}^n [(x_{F_{Pi}}(\chi) - x_{F_{Pi}})^2 + (y_{F_{Pi}}(\chi) - y_{F_{Pi}})^2] \quad (6.30)$$

Donde  $n$  es el número de posiciones considerado,  $\chi$  ha sido definido en la ecuación (6.29) y los valores de  $x_{F_{Pi}}$  y  $y_{F_{Pi}}$  se calculan con las ecuaciones (6.26) y (6.27), respectivamente.

Antes de desarrollar el procedimiento para encontrar el perfil de la leva, hay que tener en cuenta que el diseño del conjunto leva-seguidor puede ser abordado de dos formas diferentes para conseguir el mismo movimiento:

- En primer lugar, se puede utilizar un seguidor que se mueve con la mandíbula, siguiendo una trayectoria definida por el perfil de una leva unida al maxilar y que por lo tanto permanece en reposo (ver figura 6.26).
- La segunda opción es montar el seguidor en el maxilar y la leva sobre la mandíbula. En este caso, el seguidor permanece en reposo y transmite a la leva una fuerza en el punto de contacto que la obliga a moverse siguiendo una determinada trayectoria que depende de su propio perfil (ver figura 6.30).

En los dos casos, la posición del seguidor dentro de la boca afecta a la forma del perfil de la leva. Por un lado, para conseguir la mínima altura de la leva, el seguidor debe colocarse lo más retrasado posible. De este modo, para un mismo ángulo de apertura, la trayectoria del punto de contacto entre el seguidor y la leva es más corta.

Por otro lado, el conjunto seguidor/leva debe estar situado en una zona de la boca donde haya suficiente espacio libre para no resultar incómodo para el paciente. En resumen, el seguidor se situará lo más retrasado posible sin llegar a molestar al paciente, por lo que su posición dependerá de la fisionomía de cada persona.

A continuación estudiaremos el perfil de la leva para los dos casos expuestos: una leva fija que actúa sobre un seguidor que gira con la mandíbula, y un seguidor fijo que actúa sobre una leva que gira con la mandíbula.

#### 6.1.5.1. Diseño de una leva fija situada en el maxilar superior

La figura 6.24 muestra el perfil de la leva cuando esta permanece fija, unida al maxilar, mientras que el seguidor se mueve con la mandíbula. En este caso, la leva se sitúa detrás del seguidor y lo empuja en el sentido de la protrusión, de modo que su centro se desplaza desde el punto  $F_{P1}$  al punto  $F_{P9}$  mientras el incisivo inferior se mueve desde la posición  $P_1$  a la  $P_9$ .

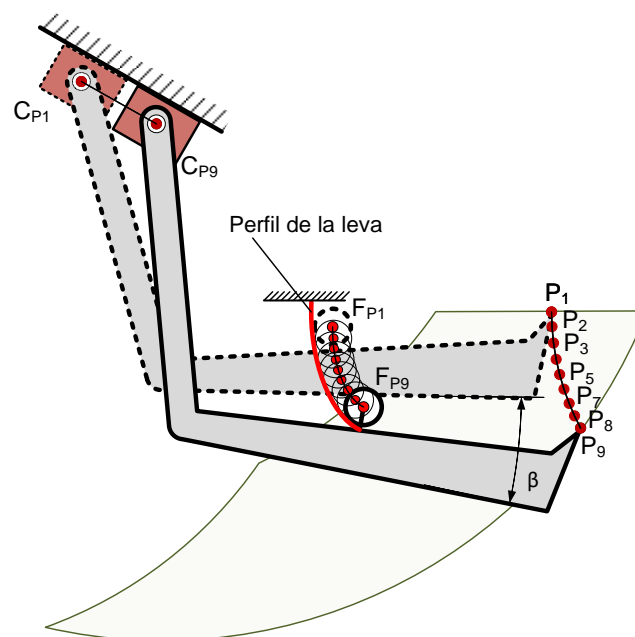


Figura 6.24. Perfil de una leva unida al maxilar superior que fuerza a la mandíbula a moverse de manera que el incisivo inferior sigue la trayectoria deseada, desde  $P_1$  a  $P_9$

El perfil de la leva se puede obtener a partir de los puntos de contacto ( $F_{C_{Pi}}$ ) entre la leva y el seguidor a lo largo del movimiento de la mandíbula. Para calcular las posiciones de estos puntos, debemos estudiar cómo cambia el punto de contacto con la curvatura del perfil de la leva y la rotación de la mandíbula. La figura 6.25 muestra la trayectoria descrita por el centro del seguidor cuando se mueve de la posición  $F_{P1}$  a la posición  $F_{P9}$  y los puntos de contacto correspondientes a dichas posiciones,  $F_{CP1}$  y  $F_{CP9}$ .

Cuando el seguidor se mueve de la posición 1 a la 9, su desplazamiento se puede considerar una rotación alrededor del CIR con ángulo igual a  $\beta$  (ver figura 6.22). Por lo tanto, al abrir la boca, el punto de contacto también gira  $\beta$ . Al mismo tiempo, la posición del punto de contacto modifica su posición según la curvatura del perfil de la leva. Este cambio de curvatura puede ser medido calculando la tangente al perfil. Como el perfil de la leva es una curva paralela a la trayectoria descrita por el centro del seguidor, la tangente al perfil de la leva coincide con la tangente a la trayectoria del centro del seguidor ( $\varphi$ ).

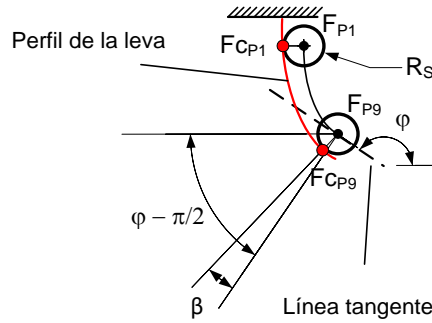


Figura 6.25 Primer y último puntos de contacto entre el seguidor y la leva,  $F_{CP1}$  y  $F_{CP9}$  respectivamente, para un seguidor que gira con la mandíbula

Por lo tanto, la posición de los puntos de contacto puede ser calculada con la ecuación (6.31) (ver figura 6.25).

$$\begin{aligned} x_{F_{CPi}} &= x_{F_{Pi}} - R_S \cdot \cos\left(\varphi_i - \frac{\pi}{2} - \beta_i\right) \\ y_{F_{CPi}} &= y_{F_{Pi}} - R_S \cdot \sin\left(\varphi_i - \frac{\pi}{2} - \beta_i\right) \end{aligned} \quad (6.31)$$

Donde  $R_S$  es el radio del seguidor. El ángulo  $\varphi$  se obtiene a partir de la derivada de la curva de Bézier que define la trayectoria del centro del seguidor y el ángulo de giro de la mandíbula  $\beta$  se computa con la ecuación (6.23).

Una vez calculados los puntos de contacto entre el seguidor y la leva, utilizaremos el algoritmo de optimización MUMSA para obtener la curva de Bézier que mejor se ajusta a los puntos calculados. La definición del perfil de la leva con una ecuación matemática es necesaria para su fabricación.

La figura 6.26 muestra las nueve posiciones ocupadas por la mandíbula para cada una de las nueve posiciones deseadas para el incisivo inferior. En la secuencia se observa cómo el perfil de la leva, unido al maxilar superior, está en contacto con el seguidor que se mueve con la mandíbula, consiguiendo que el incisivo siga la trayectoria deseada.

## Diseño de un dispositivo de avance mandibular personalizado para el tratamiento de la apnea del sueño

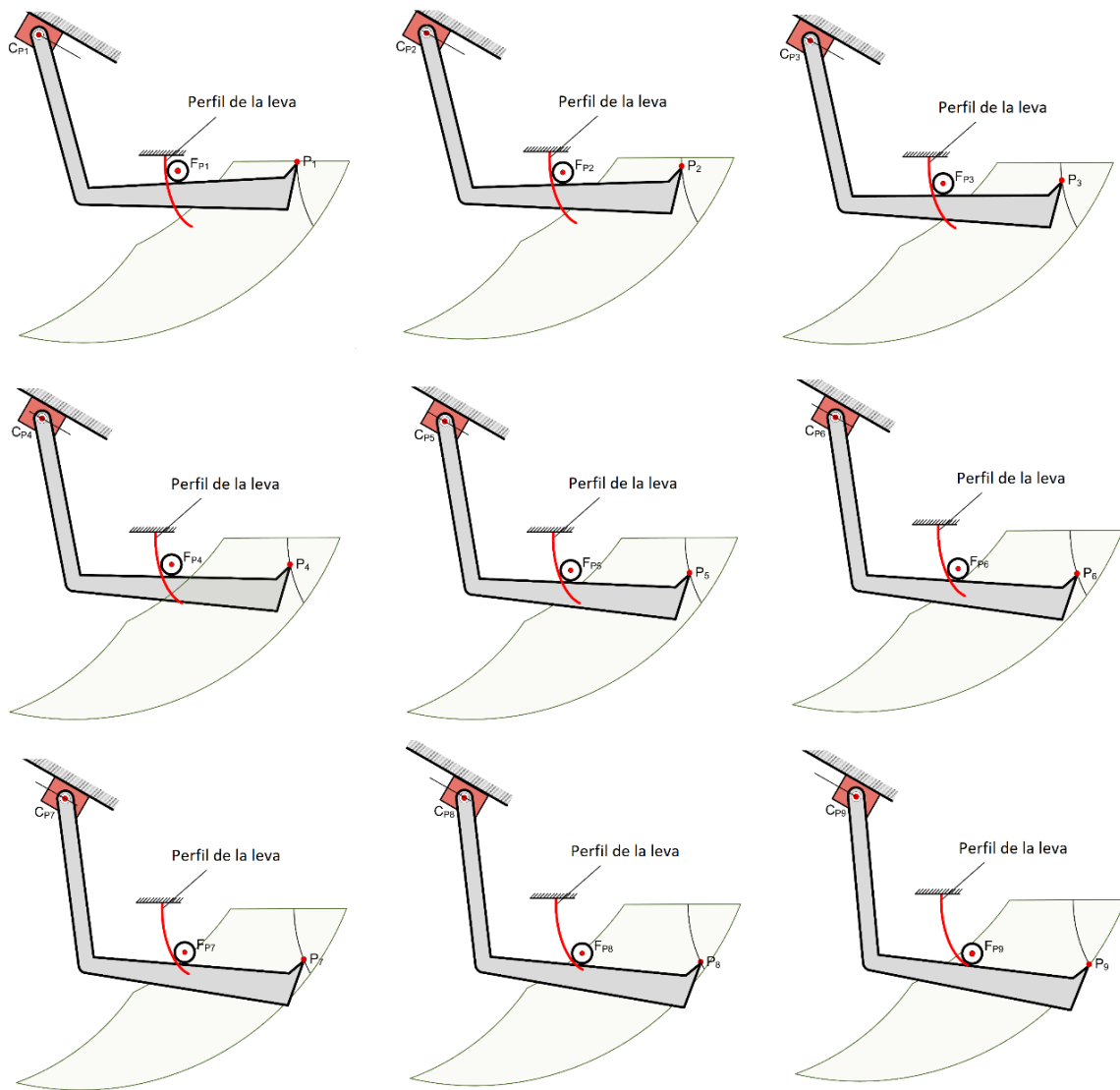


Figura 6.26. Secuencia de las posiciones de la mandíbula, empujada por una leva fija unida al maxilar, para las nueve posiciones del incisivo inferior

### 6.1.5.2. Diseño de una leva situada en la mandíbula

Para obtener el perfil de la leva cuando esta se mueve con la mandíbula y el seguidor permanece fijo, unido al maxilar superior, es necesario calcular la trayectoria relativa del centro del seguidor ( $F_{M_{pi}}$ ) respecto a la mandíbula. Esta trayectoria se muestra en color azul en la figura 6.27.

Las posiciones relativas de los puntos  $F_{M_{pi}}$  se pueden calcular con las ecuaciones (6.24), (6.25), (6.26) y (6.27), pero considerando en este caso que el ángulo  $\beta$  girado por la mandíbula es negativo. Efectivamente, si se considera que el eslabón de referencia es la mandíbula, un observador situado en la misma vería el maxilar superior girando en sentido contrario al del caso estudiado en el apartado 6.1.5.1. Por lo tanto, el ángulo

relativo de giro viene dado por  $-\beta$  y la trayectoria seguida por el centro del seguidor es ascendente (ver figura 6.27).

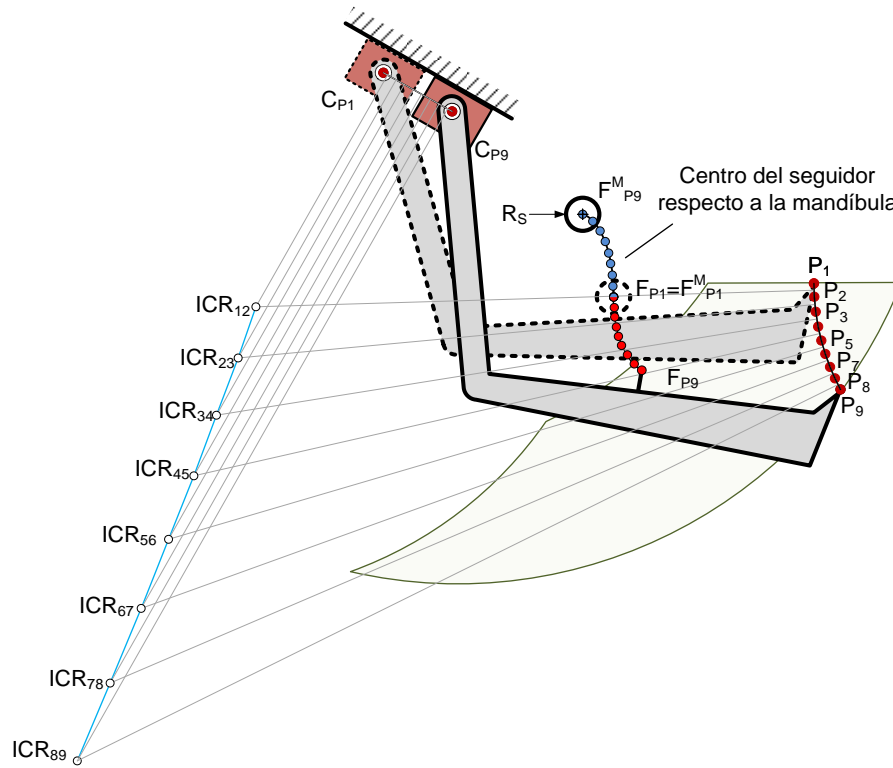


Figura 6.27. Trayectoria relativa del centro del seguidor respecto a la mandíbula

Una vez obtenida la trayectoria relativa del centro del seguidor respecto a la mandíbula, se procede a calcular el perfil de la leva. En este caso, el perfil se situará delante del seguidor, ya que es este el que ejerce la fuerza sobre la leva para desplazar a la mandíbula en el sentido de la protrusión.

La figura 6.28 muestra la trayectoria relativa del centro del seguidor, junto al perfil de la leva. Al igual que en el apartado anterior, podemos calcular el perfil a partir de la posición de los puntos de contacto entre el seguidor y la leva. En este caso, para calcular estos puntos de contacto, se considerarán las posiciones relativas del seguidor mostradas en color azul en la figura 6.27.

En la figura 6.29 se ha representado el seguidor en las posiciones relativas inicial y final,  $F_{P1}^M$  y  $F_{P9}^M$ . El punto de contacto inicial,  $F_{CP1}$ , se sitúa a la derecha del seguidor. Su posición vendrá definida por la tangente a la trayectoria relativa del centro del seguidor. La posición del punto final,  $F_{CP9}$ , sigue estando situado a la derecha del seguidor, y su posición sigue dependiendo de la tangente a la trayectoria del seguidor,  $\varphi$ , pero además depende del ángulo del giro relativo del seguidor,  $-\beta$ .

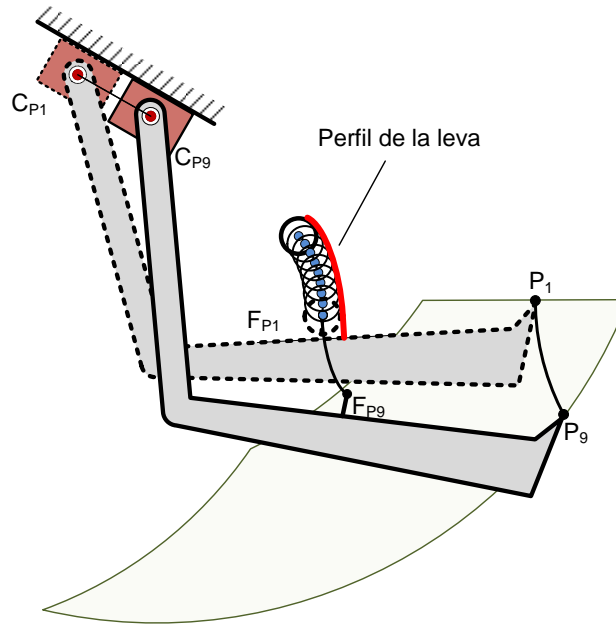


Figura 6.28. Perfil de la leva que se mueve con la mandíbula empujada por un seguidor fijo unido al maxilar superior

Los puntos de contacto entre la leva y el seguidor se pueden calcular con la ecuación (6.32) en función del ángulo girado por la mandíbula,  $\beta$ , el ángulo de la tangente a la trayectoria relativa del centro del seguidor respecto a la mandíbula,  $\varphi$ , y el radio del seguidor,  $R_s$ .

$$\begin{aligned} x_{F_{C_{Pi}}} &= x_{F_{Pi}} + R_s \cdot \cos\left(\varphi_i - \frac{\pi}{2} + \beta_i\right) \\ y_{F_{C_{Pi}}} &= y_{F_{Pi}} + R_s \cdot \sin\left(\varphi_i - \frac{\pi}{2} + \beta_i\right) \end{aligned} \quad (6.32)$$

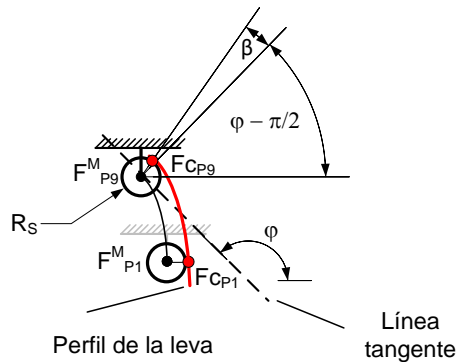


Figura 6.29 Primer y último puntos de contacto entre el seguidor y la leva,  $F_{C_{P1}}$  y  $F_{C_{P9}}$  respectivamente, para un seguidor fijo



En la ecuación (6.32),  $\beta$  es ángulo el girado por la mandíbula, y va sumado al ángulo  $\varphi_i - \frac{\pi}{2}$  tal como muestra la figura 6.29. Si en lugar de operar con el ángulo de la mandíbula, operáramos con el ángulo de giro relativo  $-\beta$ , el término que se suma a  $x_{F_{Pi}}$  y a  $y_{F_{Pi}}$  sería idéntico al de la ecuación (6.31), y la única diferencia entre las dos ecuaciones vendría dada por el signo de dicho término. La diferencia de este signo es debido a que en el apartado anterior el punto de contacto se encontraba a la izquierda del centro y en este caso se encuentra a la derecha.

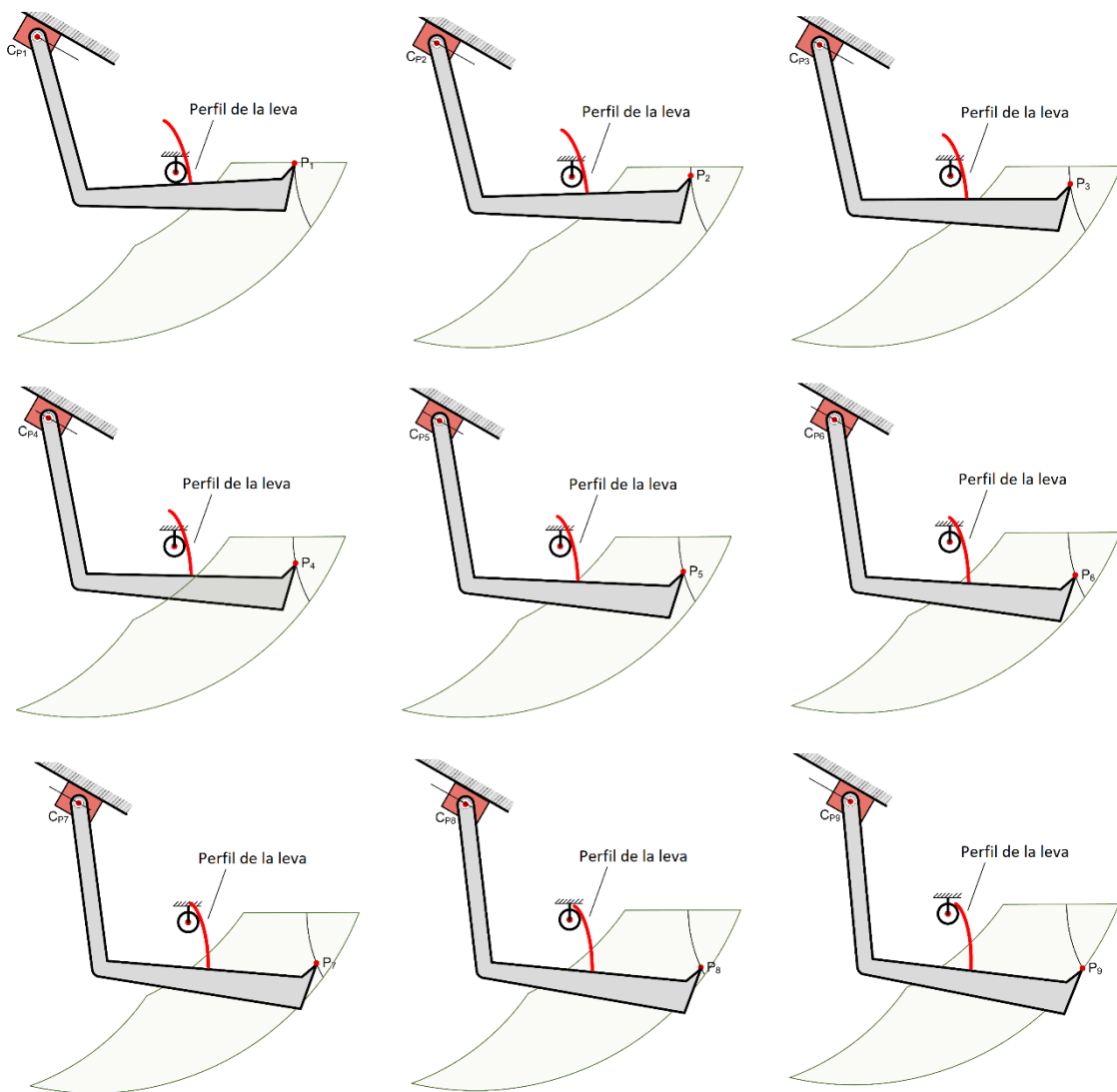


Figura 6.30. Secuencia de las posiciones de la mandíbula empujada por un seguidor fijo, unido al maxilar, para las nueve posiciones deseadas para el incisivo inferior

De nuevo el algoritmo de optimización MUMSA puede ser utilizado para calcular la curva de Bézier que pasa por los puntos de contacto calculados, encontrando de este modo la ecuación matemática que define el perfil de la leva.

La figura 6.30 muestra las posiciones ocupadas por la mandíbula cuando se abre la boca con un seguidor unido al maxilar superior. En la secuencia se observa cómo el perfil de la leva, unido a la mandíbula, entra en contacto con el seguidor forzando a la mandíbula a ocupar las posiciones representadas, que hacen que el incisivo inferior ocupe las nueve posiciones definidas como dato del problema.

Las dos opciones estudiadas para colocar la leva y el seguidor tiene el mismo comportamiento cinemático, por lo tanto la decisión de montar la leva en la férula superior o inferior, se tomará teniendo en cuenta otros factores.

De las dos opciones, la segunda es la que resulta más cómoda para el paciente, ya que el espacio disponible dentro de la boca para alojar la leva es mayor. Por esta razón, la aplicación práctica de la metodología, se aplica en el siguiente capítulo al diseño de un dispositivo de avance mandibular con dos levas unidas a la férula inferior que se mueve con la mandíbula, y dos seguidores fijos unidos a la férula superior que se encaja sobre el arco dental del maxilar.

## 6.2. Aplicación práctica y validación de resultados

A continuación, se aplica la metodología propuesta en el apartado 6.1 a un caso real. A partir de las mediciones realizadas en una radiografía y escáner del paciente, y de los valores de protrusión, retrusión y apertura máximas obtenidos por el ortodontista, se calculan los bordes 1-2 y 2-3 del diagrama de Posselt para la mandíbula del paciente. Esto permite definir la trayectoria deseada para el incisivo inferior cuando el paciente abre la boca.

Con estos datos, se calcula el perfil de la leva y se obtiene su expresión matemática en forma de curva de Bézier. Esta expresión es necesaria para poder representar el perfil de la leva en el programa SolidWorks® de forma precisa. Una vez ajustado el modelo paramétrico de la leva a los resultados del proceso de optimización, se procede a su montaje sobre el modelo de la férula dental del paciente. Finalmente, podremos generar un fichero .stl y fabricar el dispositivo completo con una impresora 3D.

### 6.2.1. Datos de entrada

En primer lugar, es necesario disponer de un escáner o radiografía del paciente en el que realizar las mediciones necesarias para obtener la longitud mandibular,  $ML$ , el radio del cóndilo,  $R_c$ , y las coordenadas x-y de los puntos  $Q$  y  $Q'$ , máximo y mínimo de la curva definida por la fosa articular respectivamente.

En la figura 6.31 se muestra un escáner del paciente en la que se ha destacado la eminencia de la fosa articular con los puntos máximo y mínimo, así como el centro del cóndilo y su distancia al incisivo inferior ( $ML$ ). También se ha dibujado un círculo

tangente a la eminencia de la fosa con centro en el propio centro del cóndilo. Consideraremos el radio de este círculo como el radio del cóndilo ( $R_c$ ).

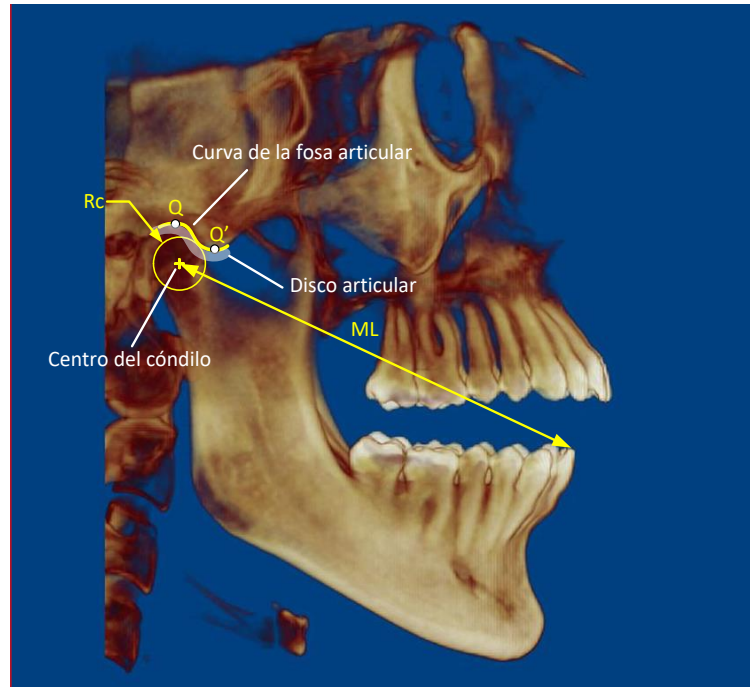


Figura 6.31 Escáner del paciente donde se aprecian claramente los parámetros necesarios para definir el modelo cinemático de la mandíbula: longitud mandibular ( $ML$ ), radio del cóndilo ( $R_c$ ) y puntos  $Q$  y  $Q'$ , máximo y mínimo de la curva definida por la fosa articular

En realidad el radio real del cóndilo es menor que  $R_c$ , ya que entre el cóndilo y la fosa articular se sitúa el disco articular que evita el contacto directo entre sus superficies. En el modelo cinemático desarrollado en esta Tesis, se considera el disco articular como un elemento idealmente rígido, de forma que la distancia entre el centro del cóndilo y la fosa permanece invariable a lo largo del movimiento de traslación de la mandíbula. El valor de esta distancia ( $R_c$ ) permite calcular la posición del centro del cóndilo a partir de la forma de la fosa.

En la figura 6.32 se puede observar la radiografía del paciente donde se han realizado las mediciones. La escala situada a la izquierda de la misma permite obtener las distancias de forma correcta. El sistema de coordenadas absoluto  $XY$  tiene su origen situado en la vertical que pasa por el incisivo superior, a una distancia de 2mm. Esta distancia es igual al espesor de la galga de George utilizada para medir la protrusión y retrusión del paciente. El eje  $X$  es paralelo al plano oclusal.

El resto de valores necesarios, como la apertura máxima ( $MO$ ), o los valores de retrusión ( $Re$ ) y protrusión ( $Pr$ ), han sido medidos por un profesional con ayuda de un pie de rey y una galga de George.

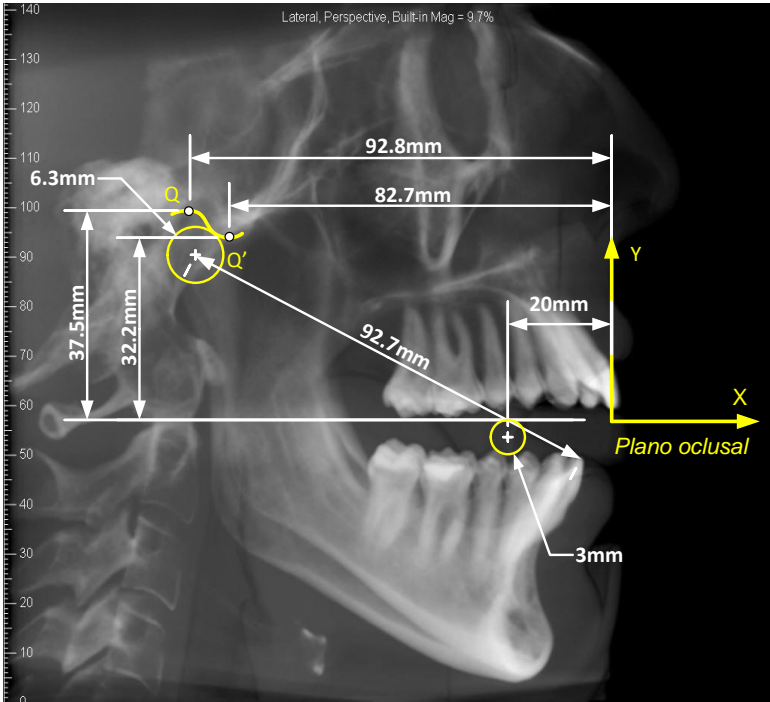


Figura 6.32 Radiografía del paciente estudiado con las mediciones realizadas

Además de todos estos valores, es necesario conocer las coordenadas de la posición donde se desea colocar el centro del seguidor ( $x_{FP1}, y_{FP1}$ ), así como su radio  $R_s$ . En el diseño que vamos a desarrollar, el seguidor va fijado al maxilar superior, por lo tanto, la posición de su centro no cambia. En la figura 6.32 se ha dibujado el seguidor con forma circular y se muestran la posición donde se desea que esté situado su centro. El radio del seguidor es de 3mm y su centro se encuentra la izquierda del incisivo superior, a 3mm por debajo del eje X.

Tabla 6.4 Datos del problema: Posición del centro del seguidor ( $x_{FP1}, y_{FP1}$ ), radio del seguidor ( $R_s$ ), longitud mandibular (ML), máximo y mínimo de la curva del cóndilo (Q, Q'), radio del cóndilo ( $R_c$ ), máxima apertura de la boca (MO), protrusión (Pr) y retrusión (Re)

Datos	Valores
$x_{FP1}$	-20 mm
$y_{FP1}$	-3 mm
$R_s$	3 mm
ML	92.7 mm
Q	[-92.8,37.5] mm
Q'	[-82.7,32.2] mm
$R_c$	6.3 mm
MO	44 mm
Pr	7 mm
Re	6 mm

Los valores medidos en la radiografía y los obtenidos por el ortodontista para el paciente objeto de este estudio, se muestran en la tabla 6.4 junto a las coordenadas del centro del seguidor y su radio.

Llegado a este punto, podemos aprovechar para comprobar la validez de los valores desarrollados en la sección 6.1.3 para aquellos casos en los que no se dispone de una radiografía del paciente para realizar las mediciones. A continuación se comprueba la desviación entre dichos valores y los medidos:

- Angulo de inclinación de la trayectoria del cóndilo ( $\alpha$ ). Calculando el ángulo que forma la línea que pasa por los puntos  $Q$  y  $Q'$ , se obtiene para el paciente de la radiografía un ángulo de  $27,5^\circ$ , muy cercano al valor de  $25^\circ$  que se propone tomar en la sección 6.1.3.3.
- Longitud mandibular ( $ML$ ). Aplicando la red neuronal desarrollada en la sección 6.1.3.2 se obtiene  $ML$  a partir de los valores de avance mandibular ( $7\text{mm}+6\text{mm}$ ) y apertura máxima ( $44\text{mm}$ ). La longitud calculada por la red es de  $92,71\text{mm}$ , es decir, existe un  $0,1\%$  de desviación respecto a la medida real de  $92,7\text{mm}$ .
- Relación entre  $CT_x$  y  $CT$  ( $k$ ). El valor de  $k$  calculado con los parámetros medidos en la radiografía es de  $0,93$ , que comparado con el valor recomendado de  $0,875$  arroja un error del  $6,3\%$ .

Por lo tanto, para el paciente estudiado, el error de los datos recomendados para calcular el perfil de la leva en el caso de no haber contado con una radiografía, es pequeño.

## 6.2.2. Diseño óptimo de la leva

A partir de los valores anteriores se define el diagrama de Posselt simplificado del paciente, representado en color rojo en la figura 6.33a por el contorno 1-2-3. En la figura 6.33b se puede apreciar que los puntos 1 y 2 del diagrama se encuentran sobre el eje  $X$ , a una distancia del origen igual a  $-6\text{mm}$  y  $7\text{mm}$ , correspondientes a  $-Re$  y  $Pr$  respectivamente.

A partir de estos puntos se obtienen las correspondientes posiciones del centro del cóndilo,  $C_{Re}$  y  $C_{Pr}$ . Estos se encuentran situados sobre la trayectoria del cóndilo y a una distancia  $ML$  de los puntos 1 y 2 respectivamente. Las ecuaciones (6.18) y (6.19) permiten calcular estas posiciones analíticamente.

Finalmente, el tramo 2-3 se obtiene trazando un arco con radio  $ML$  y centro en  $C_{Pr}$ . El punto 3 se encuentra en la intersección entre dicho arco y otro arco con centro en 2 y radio igual a la apertura máxima de la boca,  $MO$ . Este tramo 2-3 se calcula con la ecuación (6.14). En dicha ecuación el valor de  $y_G$  es igual al espesor de la galga de George y por tanto tiene un valor de  $2\text{mm}$ .

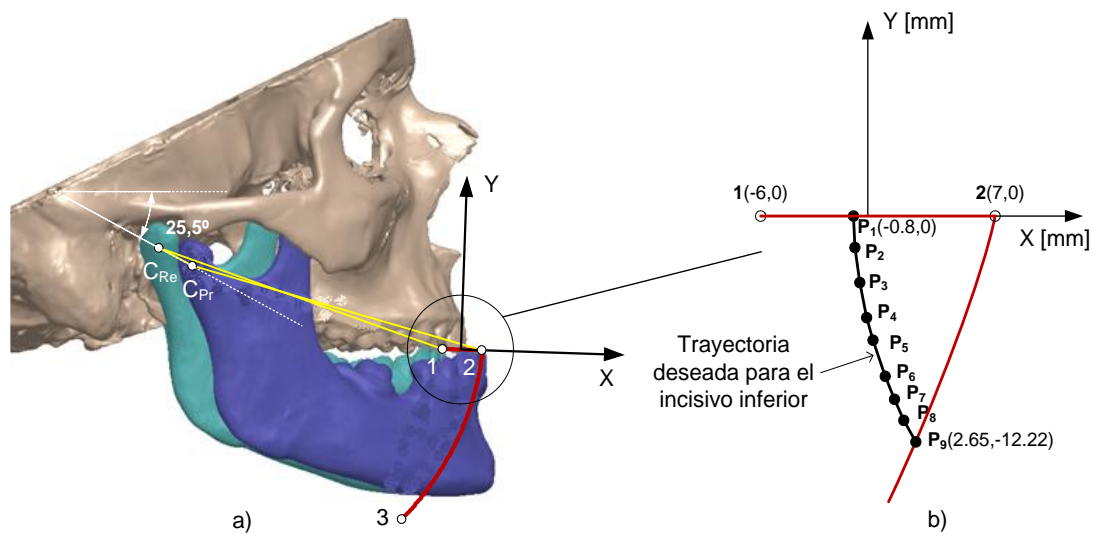


Figura 6.33 a) Modelo 3D de la mandíbula del paciente en las posiciones de máxima retrusión y protrusión. En rojo, representación de los bordes superior (1-2) y frontal (2-3) del diagrama de Posselt. En amarillo, radio de la mandíbula ( $ML$ ) en las dos posiciones. b) Trayectoria, definida con nueve puntos  $\{P_1, \dots, P_9\}$ , deseada para el incisivo inferior cuando el paciente abre la boca

Una vez definido los bordes 1-2 y 2-3 del diagrama de Posselt, es necesario definir la trayectoria deseada para el incisivo inferior cuando el paciente abre la boca. Esta curva tendrá su origen en la protrusión inicial prescrita por el ortodontista. Este valor suele variar al principio del tratamiento y afecta a la forma del perfil de la leva. Por ello, para poder ajustar la protrusión inicial de forma precisa, será necesario fabricar varias férulas inferiores, cada una de ellas con un valor de protrusión diferente.

El extremo de la curva deseada para el incisivo inferior estará situado sobre la curva 2-3 y dependerá de la máxima apertura permitida al paciente cuando utiliza el dispositivo. Como ya se ha comentado, un valor alto beneficia a la comodidad y por tanto a la aceptación del dispositivo por parte del paciente, pero al mismo tiempo puede reducir la sección de la vía respiratoria superior, limitando de este modo la efectividad del tratamiento. Se suelen tomar valores de apertura máximos permitidos por el dispositivo por debajo del 30% de la apertura máxima medida para el paciente ( $MO$ ).

La figura 6.33b representa las coordenadas cartesianas de los puntos  $\{P_1..P_9\}$  que definen la trayectoria deseada para el incisivo inferior cuando el paciente abre la boca. El primer punto,  $P_1$ , se ha definido a un 40% del desplazamiento total de la mandíbula ( $Pr+Re$ ), tomando como referencia la posición de máxima retrusión. El punto  $P_9$ , se ha definido para que el dispositivo permita al paciente abrir la boca 12,7mm. Esta longitud se mide en línea recta desde el punto  $P_1$  hasta el punto  $P_9$  y corresponde a un 29% de  $MO$ .



El resto de puntos de la trayectoria deseada para el incisivo inferior se han obtenido bajo la premisa de que este no deje de avanzar mientras se abre la boca. La distribución de los puntos dentro de la curva es completamente aleatoria. Los valores de las coordenadas de estos puntos se incluyen en la tabla 6.5.

Tabla 6.5 Coordenadas cartesianas de nueve puntos situados sobre la trayectoria deseada para el incisivo inferior cuando el paciente abre la boca [mm]

	$x_{Pi}$ [mm]	$y_{Pi}$ [mm]
P <sub>1</sub>	-0.80	0.00
P <sub>2</sub>	-0.71	-1.73
P <sub>3</sub>	-0.46	-3.58
P <sub>4</sub>	-0.05	-5.51
P <sub>5</sub>	0.31	-6.80
P <sub>6</sub>	0.96	-8.71
P <sub>7</sub>	1.47	-9.94
P <sub>8</sub>	2.03	-11.12
P <sub>9</sub>	2.65	-12.22

Siguiendo la metodología desarrollada en el apartado 3.4 para obtener el perfil de la leva, se empieza calculando la posición del cóndilo para las nueve posiciones del incisivo inferior con la ecuación (6.20). Posteriormente, se calculan los centros de rotación instantáneos para los ocho desplazamientos del incisivo inferior (de  $P_1$  al  $P_9$ ) y el ángulo  $\beta$  girado por la mandíbula en cada uno de estos desplazamientos con las ecuaciones (6.21), (6.22) y (6.23).

Finalmente, se calculan las posiciones del cetro del seguidor respecto a la mandíbula con las ecuaciones (6.24), (6.25), (6.26) y (6.27), considerando que la mandíbula permanece en reposo y el maxilar gira en sentido contrario, es decir, con ángulo  $-\beta$ . Los resultados obtenidos para las coordenadas  $x$  e  $y$  de la posición del seguidor se muestran en la tabla 6.6.

Tabla 6.6 Coordenadas  $x$  e  $y$  del centro del seguidor respecto a la mandíbula

	$x_{F_{Pi}^M}$ [mm]	$y_{F_{Pi}^M}$ [mm]
1	-20.00	-3.00
2	-20.07	-1.59
3	-20.34	-0.05
4	-20.83	1.59
5	-21.27	2.61
6	-22.08	4.19
7	-22.72	5.21
8	-23.41	6.17
9	-24.16	7.08

La curva de Bézier con cuatro puntos de control que define la trayectoria seguida por el centro del seguidor, se ha calculado aplicando el algoritmo de optimización MUMSA. En este caso, el problema de optimización queda definido del siguiente modo:

- *Parámetros de entrada.* Definido por las coordenadas del primer y último punto de control de la curva, así como el valor del parámetro  $t$  para estos puntos:

$$\begin{aligned} t_1 &= 0, & x_{B_{Z0}} &= -20 \text{ mm}, & y_{B_{Z0}} &= -3 \text{ mm}, \\ t_9 &= 1, & x_{B_{Z1}} &= -24.16 \text{ mm}, & y_{B_{Z1}} &= 7.08 \text{ mm} \end{aligned}$$

- *Variables de diseño.* Se corresponden con los parámetros que faltan para que la curva de curva de Bézier quede completamente definida; los otros dos puntos de control y el parámetro  $t$  para los puntos 2 hasta el 8:

$$\chi = [x_{B_{Z1}}, y_{B_{Z1}}, x_{B_{Z2}}, y_{B_{Z2}}, t_2, t_3, t_4, t_5, t_6, t_7, t_8]$$

- *Posición deseada.* En este caso se pretende encontrar la curva que pasa por los puntos definidos en la tabla 6.6:

$$\begin{aligned} x_{F_{Pi}}^M &= \{-20.00 - 20.07 - 20.34 - 20.83 - 21.27 - 22.08 - 22.72 - 23.41 - 24.16\} \\ y_{F_{Pi}}^M &= \{-3.00 - 1.59 - 0.05 \quad 1.59 \quad 2.61 \quad 4.19 \quad 5.21 \quad 6.17 \quad 7.08\} \end{aligned}$$

- *Límites de las variables.* Se han establecido unos límites amplios para los puntos de control. Como la curva va a estar situada a la izquierda del origen del sistema, se ha acotado el valor de las coordenadas  $x$  de los puntos de control entre -30 mm y 10 mm. Las coordenadas  $y$  se han acotado entre 20mm y -20mm. Para el parámetro  $t$  se establecen valores situados entre 0 y 1.

$$\begin{aligned} x_{B_{Z1}}, x_{B_{Z2}} &\in [-30, 10] \\ y_{B_{Z1}}, y_{B_{Z2}} &\in [-20, 20] \\ t_2, t_3, t_4, t_5, t_6, t_7, t_8 &\in [0, 1] \end{aligned}$$

- *Restricciones.* Se establece la restricción de que el valor de  $t$  en ningún caso se sitúe fuera del intervalo 0,1. Además, los valores de este parámetro deben estar ordenados, de manera que cuanto mayor sea su índice, mayor sea su valor:

$$\begin{aligned} t_2, t_3, t_4, t_5, t_6, t_7, t_8 &\in [0, 1] \\ t_i &< t_{i+1} \end{aligned}$$

- *Parámetros del algoritmo.* Los parámetros que se han utilizados para resolver este problema son los siguientes:

$$NP=100, CP=0.6, MP=0.1, range=1, F=0.4, itermax=1000$$



Tabla 6.7 Parámetros de la curva de Bézier que reproduce la trayectoria del centro del seguidor respecto a la mandíbula. En gris se han representado los valores conocidos inicialmente

	$B_{Zi}^X [mm]$	$B_{Zi}^Y [mm]$	$t_i [mm]$
1	-20.00	-3.00	0.00
2	-19.94	0.37	0.14
3	-21.55	4.09	0.29
4	-24.16	7.08	0.44
5			0.54
6			0.70
7			0.80
8			0.90
9			1.00

Error

$$\sum_{i=1}^9 \left[ (x_{Ri}(\chi) - x_{Ri})^2 + (y_{Ri}(\chi) - y_{Ri})^2 \right] = 0.00019 \text{ mm}^2$$

El tiempo de cálculo para realizar las 1000 iteraciones programadas en un ordenador portátil como el utilizado para resolver los problemas anteriores es de menos de 3 segundos. Los valores obtenidos para el parámetro  $t$  que define la posición de cada punto dentro de la curva, los cuatro puntos de control y el error, se muestran en la tabla 6.7. Se han representado con fondo en color gris los valores conocidos, y en blanco los obtenidos con el método de optimización. El primer y el último punto de control de la curva de Bézier son conocidos, ya que coinciden con el primer y último punto de la trayectoria relativa del centro del seguidor. Además, por ser los puntos origen y final de la curva, su parámetro  $t$  tiene un valor conocido de 0 y 1, respectivamente.

En la figura 6.34 se ha dibujado la curva de Bézier obtenida, con sus cuatro puntos de control  $\{Bz1...Bz4\}$  junto a los puntos de la trayectoria relativa del centro del seguidor.

Tabla 6.8 Parámetros necesarios para el diseño de la leva: ángulo de la tangente a la trayectoria relativa del centro del seguidor ( $\varphi$ ) y coordenadas X, Y de los puntos de contacto entre la leva y el seguidor

	$\varphi_i [\text{deg}]$	$x_{FC_{Pi}} [mm]$	$y_{FC_{Pi}} [mm]$
1	90.85 <sup>0</sup>	-17.00	-3.00
2	97.74 <sup>0</sup>	-17.08	-1.27
3	104.93 <sup>0</sup>	-17.43	0.70
4	111.20 <sup>0</sup>	-18.02	2.67
5	115.28 <sup>0</sup>	-18.55	3.97
6	120.97 <sup>0</sup>	-19.52	5.87
7	124.78 <sup>0</sup>	-20.27	7.08
8	128.53 <sup>0</sup>	-21.09	8.23
9	132.41 <sup>0</sup>	-21.98	9.31

Para calcular las coordenadas absolutas del punto de contacto entre la leva y el seguidor en sucesivas posiciones angulares de la mandíbula, es necesario conocer el ángulo  $\varphi_i$  que forma la tangente a la trayectoria del centro del seguidor en cada posición  $P_i$  del incisivo inferior. Estos ángulos se obtienen a partir de la derivada de la ecuación de la curva de Bézier obtenida. Una vez conocidos estos ángulos, se calculan los puntos de contacto entre el seguidor y la leva con la ecuación (6.32). Los resultados se muestran en tabla 6.8.

Finalmente, se calcula la curva de Bézier con cuatro puntos de precisión, que representa el perfil de la leva. Una vez más, la curva se ha obtenido por medio del algoritmo MUMSA, planteando el problema del siguiente modo:

- *Parámetros de entrada.* Son las coordenadas del primer y último punto de control de la curva, y de los parámetros  $t_1$  y  $t_9$  del primer y último punto de la curva respectivamente:

$$\begin{aligned} t_1 &= 0, & x_{B_{Z0}} &= -17 \text{ mm}, & y_{B_{Z0}} &= -3 \text{ mm}, \\ t_9 &= 1, & x_{B_{Z1}} &= -21.98 \text{ mm}, & y_{B_{Z1}} &= 9.31 \text{ mm} \end{aligned}$$

- *Variables de diseño.* Definidas por el segundo y tercer punto de control de la curva y por el parámetro  $t$  desde el punto 2 hasta el 8:

$$\chi = [x_{B_{Z1}}, y_{B_{Z1}}, x_{B_{Z2}}, y_{B_{Z2}}, t_2, t_3, t_4, t_5, t_6, t_7, t_8]$$

- *Posición deseada.* Vienen determinadas por las posiciones de los puntos de contacto entre el seguidor y la leva, mostrados en la tabla 6.8:

$$\begin{aligned} x_{F_{C_{Pi}}} &= \{-17 \quad -17.08 \quad -17.43 \quad -18.02 \quad -18.55 \quad -19.52 \quad -20.27 \quad -21.09 \quad -21.98\} \\ y_{F_{C_{Pi}}} &= \{-3.00 \quad -1.27 \quad 0.70 \quad 2.67 \quad 3.97 \quad 5.87 \quad 7.08 \quad 8.23 \quad 9.31\} \end{aligned}$$

- *Límites de las variables.* Se han establecido los mismos límites que en el problema anterior:

$$\begin{aligned} x_{B_{Z1}}, x_{B_{Z2}} &\in [-30, 10] \\ y_{B_{Z1}}, y_{B_{Z2}} &\in [-20, 20] \\ t_2, t_3, t_4, t_5, t_6, t_7, t_8 &\in [0, 1] \end{aligned}$$

- *Restricciones.* Se establecen las mismas restricciones que en el problema anterior:

$$\begin{aligned} t_2, t_3, t_4, t_5, t_6, t_7, t_8 &\in [0, 1] \\ t_i &< t_{i+1} \end{aligned}$$

- *Parámetros del algoritmo.* Los parámetros que se han utilizados para resolver este problema son los siguientes:

$$NP=100, CP=0.6, MP=0.1, range=1, F=0.4, itermax=1000$$

En la tabla 6.9 se muestran en gris los valores de la curva conocidos que se han utilizado como parámetros de entrada en el problema de optimización. En la misma tabla se muestran las coordenadas de los puntos de control calculados y el error obtenido según la función objetivo definida en la ecuación (6.30).

Tabla 6.9 Parámetros de la curva de Bézier para el perfil de la leva. En gris se han representado los valores conocidos inicialmente y en blanco los obtenidos con el proceso de optimización

	$B_{Zi}^X [mm]$	$B_{Zi}^Y [mm]$	$t_i [mm]$
1	-17.00	-3.00	0.00
2	-16.91	1.00	0.14
3	-18.82	5.73	0.30
4	-21.98	9.31	0.45
5			0.55
6			0.70
7			0.80
8			0.90
9			1.00
Error			
$\sum_{i=1}^9 \left[ (x_{R_i}(\chi) - x_{R_i})^2 + (y_{R_i}(\chi) - y_{R_i})^2 \right] = 0.00005 \text{ mm}^2$			

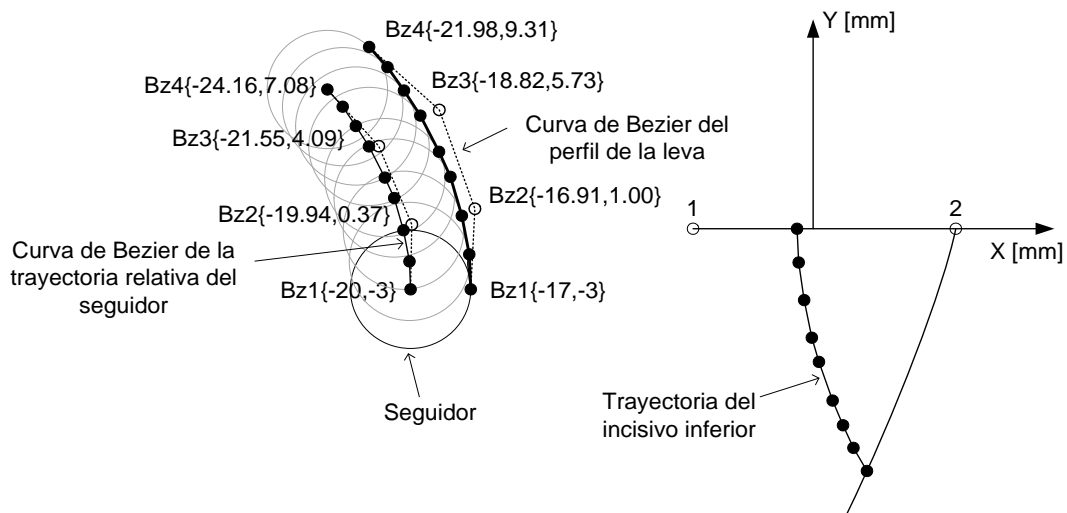


Figura 6.34 Dibujo a escala con la trayectoria deseada para el incisivo inferior y las curvas de Bézier que definen la trayectoria relativa del centro del seguidor y el perfil de la leva

En la figura 6.34 se ha representado los resultados del problema con un dibujo a escala. A la derecha se observan los nueve puntos que definen la trayectoria deseada para el incisivo inferior. A la izquierda, el seguidor y la posición relativa de su centro, obtenida considerando que la mandíbula es el eslabón de referencia y que el seguidor gira en sentido contrario al de la apertura de la boca. A la derecha del seguidor se han dibujado los puntos de contacto entre el seguidor y la leva.

La figura muestra también los puntos de control de las dos curvas de Bézier que se ajustan a la posición relativa del centro del seguidor y a los puntos de contacto. Esta última curva de Bézier representa el perfil de la leva. Importando esta curva en el programa SolidWorks®, se puede modelar la leva y unirla al modelo de la férula dental del paciente. En el siguiente apartado se describe el diseño final del dispositivo de avance mandibular.

Al igual que en los capítulos anteriores, para comprobar el comportamiento del algoritmo, se ha realizado un gráfico de la evolución del error a lo largo de las 1000 iteraciones ejecutadas para obtener la solución del problema (ver figura 6.35). Se ha ajustado la escala vertical para poder apreciar la disminución del error a partir de la iteración 50. Por encima de la iteración 250 el error es tan pequeño que no se aprecia su evolución. El error parte de un valor de 39 mm<sup>2</sup> en la primera iteración. Este error no se ha representado en la gráfica por salirse de escala.

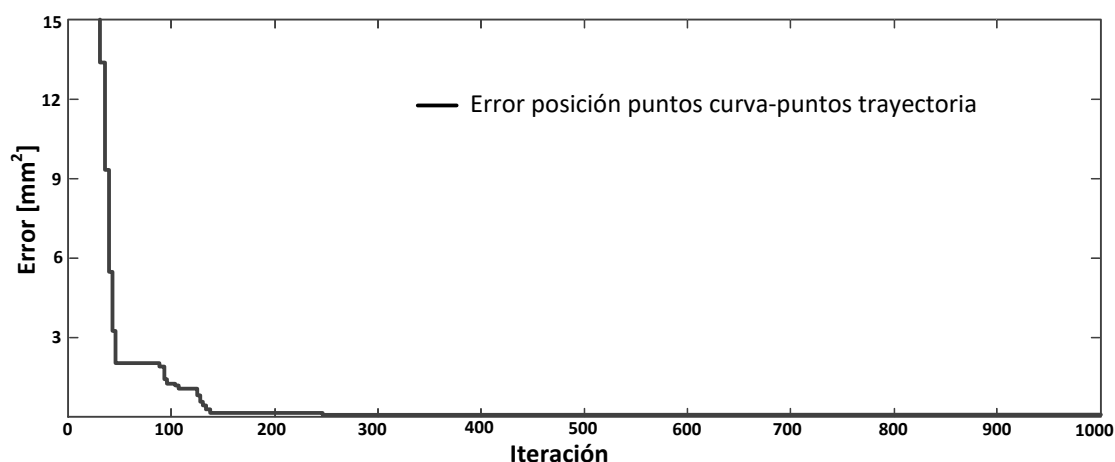


Figura 6.35 Evolución del error de la solución del problema a lo largo de las 1000 iteraciones realizadas

Para comprobar la convergencia de las soluciones encontradas por el algoritmo, se han realizado dos gráficos. En la figura 6.36 se ha representado la evolución el error del mejor individuo de cada población a lo largo de 1000 iteraciones, cuando el algoritmo se ejecuta 100 veces. Se ha agrupado el error en conjuntos de 50 iteraciones. Se observa que el error medio de las 100 ejecuciones para las primeras 50 iteraciones es aproximadamente de 50 mm<sup>2</sup>. Este error disminuye rápidamente y en las poblaciones siguientes la media es tan pequeña que no se aprecia su evolución.

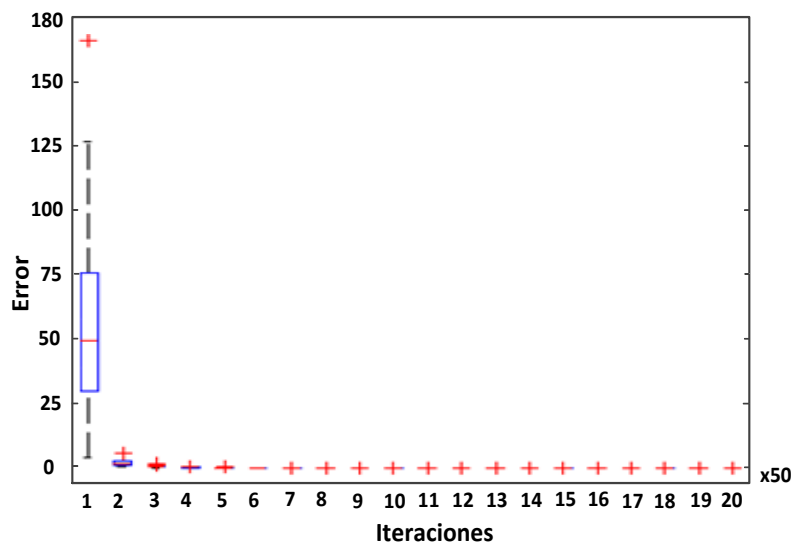


Figura 6.36 Representación estadística de la evolución del error de la solución encontrada por el algoritmo en 100 ejecuciones

Para poder comprobar la evolución del error en las siguientes iteraciones, en la figura 6.37 se ha representado el error desde la población 200 hasta la 1000. En este caso se han agrupado los errores en grupos de 40 iteraciones. En la figura se aprecia que en las iteraciones 200-240, el error medio de los mejores individuos de las 100 ejecuciones ya está por debajo de 0,04 mm<sup>2</sup>. Aun así, el algoritmo continúa encontrando mejores soluciones hasta que en las últimas 200 iteraciones apenas puede reducir el error.

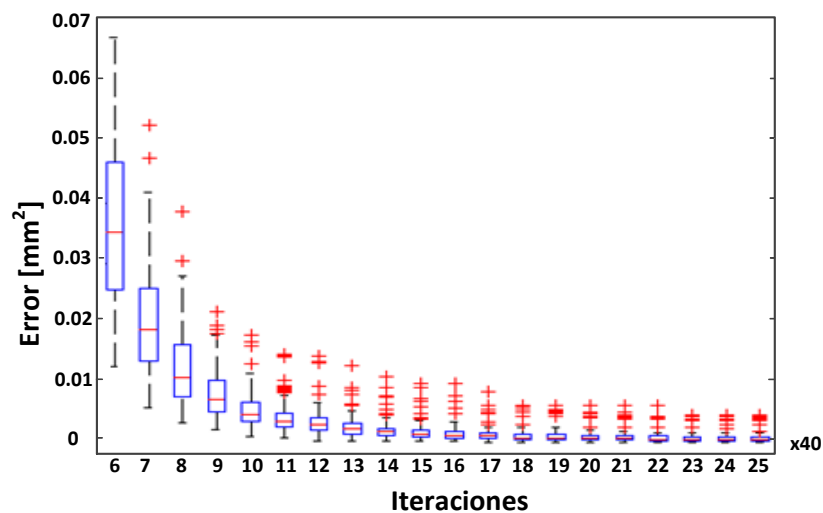


Figura 6.37 Representación estadística de la evolución del error para 100 ejecuciones entre las iteraciones 200 y 1000

### 6.2.3. Dispositivo propuesto

Una vez obtenida la curva de Bézier que define el perfil de la leva, se genera un modelo del dispositivo en SolidWorks®. Para ello, es se ha creado previamente un modelo de leva paramétrico, con geometría variable, de modo que al importar la curva de Bézier, se modifica el perfil de la leva.

La leva obtenida se monta sobre un modelo con la férula dental inferior del paciente que ha sido previamente modelada a partir de los datos obtenidos con un escáner intraoral. El posicionamiento de la leva a ambos lados de la férula se debe realizar de manera precisa. Para ello se considera su distancia al incisivo inferior y su ángulo respecto al plano sagital. El valor de este ángulo puede ser medido por el dentista u ortodontista por medio de la galga de George al tomar los valores de protrusión y retrusión máximos.

Para que el dispositivo funcione correctamente, el seguidor debe ensamblarse también de forma precisa sobre la férula superior considerando, en este caso, su posición respecto al incisivo superior.

La figura 6.38a muestra la férula inferior que va unida a la mandíbula y sobre la que se montan las dos levas, una a cada lado del dispositivo. Cada leva se ha reforzado uniéndola por su parte superior a un perfil paralelo, formando una guía por la que se mueve el seguidor.

La figura 6.38b representa la férula superior con los seguidores a ambos lados. El perfil de los mismos es semicircular y el contacto con la leva se produce por su parte frontal. En caso de que la férula se separe un poco de los dientes en su parte posterior por falta de adherencia, la cara trasera de la guía entra en contacto con el seguidor, haciendo este de tope. De este modo se evita que la férula inferior se salga de la dentadura por su parte posterior.

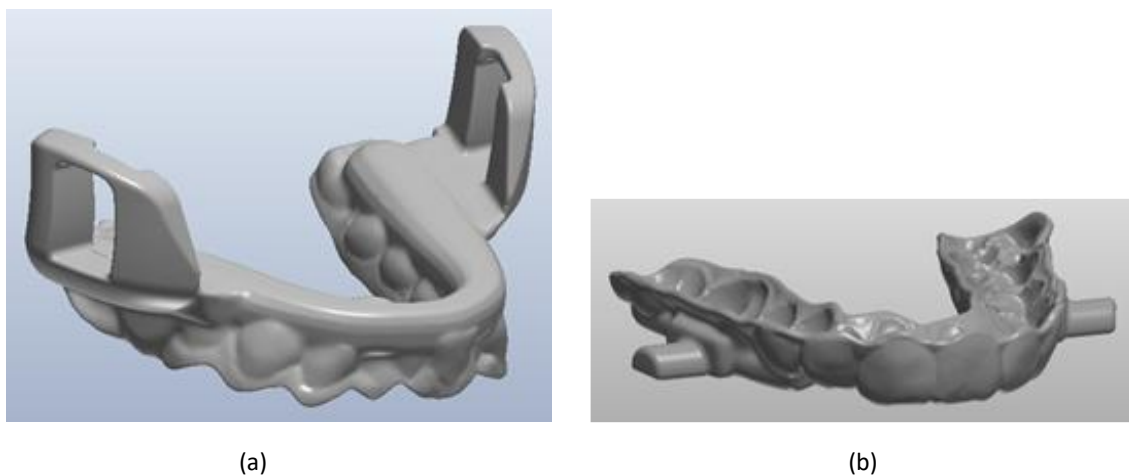


Figura 6.38 (a) Férula inferior con las levas. (b) Férula superior con los seguidores

La fabricación del dispositivo se realiza generando un fichero .stl del modelo directamente desde el programa SolidWorks®. Dicho fichero es enviado a una impresora 3D que realiza la impresión con material biocompatible para odontología. Aunque el tratamiento de la apnea requiere el uso del dispositivo durante años, su uso no es continuo, sino cíclico, ya que sólo se utiliza para dormir. Por lo tanto, no es necesario que el material esté homologado para aplicaciones de ortodoncia que duren años, sino que se debe tener en cuenta el número de ciclos de uso y la duración de los mismos.

Otro aspecto que es importante considerar a la hora de diseñar el dispositivo es la forma de ajustar la protrusión inicial. Aunque el dispositivo propuesto asegura que al abrir la boca la mandíbula avanza, durante el sueño, la mayor parte del tiempo el paciente permanece con la boca cerrada. Por ello, para que el tratamiento sea efectivo, es necesario posicionar la mandíbula con un avance adecuado cuando el paciente tiene la boca cerrada.

En general, valores elevados de protrusión suponen una mayor apertura de las vías aéreas superiores. Sin embargo, el hecho de mantener la mandíbula en posiciones avanzadas durante largos periodos de tiempo, puede producir un estiramiento de los ligamentos encargados de asegurar el cierre de la unión temporomandibular. Por ello, valores iniciales de avance mandibular demasiado elevados pueden llegar a provocar la dislocación de la mandíbula. Además, los dispositivos con una protrusión inicial elevada, suelen ser rechazados por los pacientes por ser demasiado incómodos.

Por ello, es necesario disponer de un método para poder ajustar el avance inicial del dispositivo de manera precisa. De este modo, el tratamiento puede empezar con el mínimo valor de avance inicial que el médico considere conveniente, y si los resultados no son los esperados, ir aumentando poco a poco dicho avance hasta conseguir que el paciente responda de forma adecuada al tratamiento.

Para conseguir distintos valores iniciales de avance mandibular, se podría disponer de algún sistema de reposicionamiento del seguidor, de manera que el punto inicial de contacto se situara en una posición más avanzada. Este es el tipo de ajuste utilizado en la férula Somnodent® mostrado en la figura 2.6.

Sin embargo, la nueva posición del seguidor haría que el dispositivo no funcionara correctamente, ya que, como se ha comprobado en el procedimiento desarrollado en el apartado 6.1.5, el perfil de la leva depende de esta posición. Por lo tanto, las levas que se obtienen partiendo de diferentes valores de protrusión inicial, tienen un perfil distinto, lo que obliga a fabricar una férula inferior diferente para cada valor de protrusión inicial.

Consecuentemente, para conseguir el ajuste de forma adecuada, será necesario fabricar una secuencia de varias férulas inferiores, cada una con un perfil de leva diferente. Todas las levas podrán ir acopladas al mismo seguidor, por lo que sólo será necesario disponer de una férula superior (ver figura 6.39).

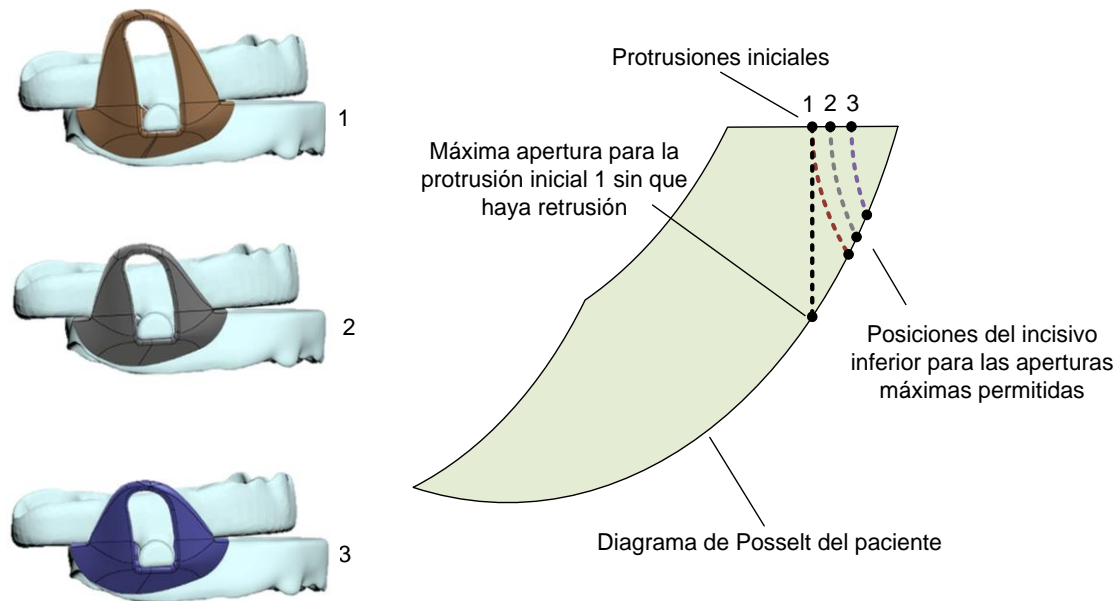


Figura 6.39 Secuencia de tres levass diferentes (1, 2 y 3) diseñadas para el mismo paciente a partir de valores distintos de protrusión inicial y apertura máxima permitida

Para homologar un dispositivo de avance mandibular, la FDA (U.S. Food & Drug Administration) exige que el avance pueda ser regulado con incrementos de, al menos, 0,5mm. Además, debe permitir un ajuste de la variación de la protrusión inicial con la boca cerrada, como mínimo, de 2mm. Por lo tanto, para ser aprobado por la FDA, el dispositivo propuesto en esta Tesis debe incluir cuatro férulas inferiores con levass diferentes y una férula superior con el seguidor.

A la izquierda de la figura 6.39 se han representado tres dispositivos diferentes que han sido obtenidos para el mismo paciente con valores iniciales de protrusión y apertura máxima diferentes. Cuando mayor es la protrusión inicial, menor es la apertura que puede permitir el dispositivo, ya que si se intenta definir una trayectoria para el incisivo inferior con la que el paciente abra más la boca, el punto final de la trayectoria se encuentra situado en una posición más retrasada que la inicial, y por lo tanto, la mandíbula sufre un movimiento de retroceso.

En la figura 6.39 se han representado tres trayectorias diferentes deseadas para el incisivo inferior, numeradas como 1, 2 y 3, que dan lugar a las tres férulas inferiores representadas a la izquierda de la figura (1, 2 y 3). En la figura se representa también el límite teórico de apertura máxima para la protrusión inicial 1. Se observa que el límite máximo de apertura de la boca que el dispositivo puede permitir para que no haya retrusión, lo define un punto situado en la intersección entre la vertical que pasa por el punto inicial y el borde anterior del diagrama de Posselt.



Diseño de un dispositivo de avance mandibular personalizado para el tratamiento de la apnea del sueño

Por lo tanto, para asegurar que no hay retroceso de la mandíbula cuando el paciente abre la boca, se debe definir una trayectoria deseada para el incisivo inferior tal que su punto final, situado sobre el borde anterior del diagrama de Posselt, tenga una coordenada  $x$  mayor que la del punto inicial.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## Conclusiones y Líneas futuras

---

La constante evolución de la tecnología facilita la aparición de dispositivos mecánicos cada vez más sofisticados para el campo de la medicina. Esta sofisticación, en la mayoría de los casos, va unida a un coste de adquisición muy elevado, que hace que muy pocas personas puedan tener acceso a ellos.

En esta Tesis se propone utilizar la potencia y flexibilidad de los métodos de síntesis de mecanismos con algoritmos evolutivos, para diseñar dispositivos médicos personalizados a medida para cada paciente, más sencillos y económicos que los que se comercializan actualmente. Esta personalización ayuda a que se puedan conseguir mejores resultados con la utilización del dispositivo, ya que este se adapta perfectamente a la anatomía del receptor.

En el caso de los exoesqueletos, la aplicación de métodos de síntesis de mecanismos permite diseñar dispositivos mecánicos con menos grados de libertad. Esto supone utilizar menos motores y simplificar notablemente el sistema de control. Con ello se consigue reducir el coste de estos dispositivos, lo que puede ayudar a popularizar su utilización.

Obviamente, la reducción del número de grados de libertad de un dispositivo, supone una disminución de la variedad de los movimientos que puede realizar. Sin embargo,

esto no es relevante en la mayoría de los tratamientos de rehabilitación, ya que los ejercicios que se realizan son repetitivos y limitados.

Hay que recalcar que en la metodología propuesta para el diseño de los dispositivos presentados en esta Tesis, se ha prestado especial atención al hecho de que los datos necesarios para definir las variables de entrada del problema de optimización, fueran fáciles de obtener.

## 7.1. Conclusiones de la Tesis

Los dos exoesqueletos desarrollados en este trabajo suponen un nuevo enfoque para el diseño de dispositivos para la rehabilitación de los dedos de la mano con movimiento continuo pasivo (CPM). Este tratamiento está especialmente indicado para pacientes que han sufrido una lesión o una operación de los tendones flexores. Se recomienda aplicar movimiento pasivo a las pocas horas de la cirugía, durante intervalos de tiempo reducidos (pocos minutos), sin que pase demasiado tiempo entre ellos (alrededor de una hora). En la actualidad, esta rehabilitación la realiza un fisioterapeuta, pero no es posible aplicar el tratamiento con la continuidad recomendada.

La mayoría de los exoesqueletos actuales para la mano tienen hasta 4 grados de libertad por dedo. Esto los hace muy flexibles y funcionales para realizar una amplia variedad de ejercicios de rehabilitación. Además, aquellos que incorporan sensores, pueden ayudar a pacientes afectados por dolencias que limitan el movimiento o la fuerza de los dedos a realizar determinadas tareas.

Sin embargo, la complejidad de los dispositivos actuales hace que estos sean voluminosos, pesados, complejos y extremadamente caros. La aplicación de técnicas de síntesis de mecanismos con algoritmos evolutivos abre las puertas al diseño de dispositivos sencillos, adaptados a cada paciente, con un único grado de libertad por dedo. Al estar fabricado a medida, el exoesqueleto reproduce fielmente el movimiento del dedo del receptor, por lo que sólo se hace necesario el control de la velocidad y la amplitud del movimiento dentro de los límites del rango permitido para el movimiento completo de flexión-extensión. Gracias a su simplicidad, el dispositivo resulta muy económico y sencillo de programar. Además, al ser personalizado, se ajusta perfectamente a las medidas del dedo del paciente, pudiendo incluso hacer las veces de férula para inmovilizar el dedo.

Los datos de entrada y las restricciones del problema de síntesis pueden ser obtenidos fácilmente por medio de una radiografía de la mano afectada y un vídeo de la mano sana. La utilización del algoritmo evolutivo MUMSA utilizado en esta Tesis ofrece buenos resultados en muy poco tiempo, con un coste computacional muy pequeño. Un modelo paramétrico 3D permite la simulación del comportamiento del dispositivo y la generación de la información necesaria para imprimir el dispositivo con una impresora 3D. Un servo motor y una placa de control completan el exoesqueleto presentado: un dispositivo sencillo, económico y fácil de fabricar.

En el caso del exoesqueleto presentado para mover un solo dedo, se ha buscado un mecanismo que pueda inmovilizarlo. Para ello, se ha utilizado un mecanismo de seis eslabones cuyas articulaciones están situadas a ambos lados del dedo. De este modo, el exoesqueleto puede envolverlo como una férula inmovilizadora. Esto permite aplicar movimiento pasivo sin necesidad de retirar la férula al paciente y colocar el exoesqueleto. El mecanismo utilizado es además poco voluminoso, ya que se pretende que el paciente lleve el dispositivo los primeros días del tratamiento sin retirarlo en ningún momento.

Por su parte, el mecanismo del exoesqueleto que permite mover varios dedos de la mano al mismo tiempo, no puede tener articulaciones a los lados de los dedos. Esto es necesario para poder diseñar un exoesqueleto lo más estrecho posible, que no presente interferencias entre dedos adyacentes al realizar el movimiento de flexión. En este caso se ha utilizado un mecanismo de ocho eslabones con todas articulaciones situadas por encima del dedo. El resultado es un exoesqueleto más voluminoso que en el caso anterior.

A pesar de mover varios dedos, este dispositivo podría tener un único grado de libertad. En este caso los dedos podrían moverse todos al mismo tiempo, cada uno de ellos con su propio movimiento natural de flexión-extensión. Para ello, el motor debería estar acoplado al eslabón 2 del mecanismo de cada dedo, ya que su movimiento de rotación es el mismo en todos los mecanismos. Esto es así debido a la tipología del mecanismo elegido y a la síntesis realizada, lo que es un ejemplo de la amplia variedad de posibilidades que se plantean al utilizar la síntesis de mecanismos para el diseño de dispositivos médicos.

La fabricación del exoesqueleto con una impresora 3D permite imprimir el dispositivo completo ya montado. Las articulaciones se imprimen con la tolerancia adecuada, obteniéndose así la parte mecánica del conjunto preparada para su funcionamiento. Esto abarata aún más su coste, ya que se elimina la mano de obra necesaria para el montaje.

El programa WinMecC se ha mostrado una herramienta muy útil para ayudar a realizar la síntesis de tipo de los mecanismos que han sido utilizados para los dos exoesqueletos diseñados. La flexibilidad del programa permite visualizar a tiempo real resultados como trayectorias de puntos y posiciones de eslabones, mientras se modifican las longitudes de las barras y las posiciones de los apoyos con el ratón.

El tercer dispositivo presentado en esta Tesis es un dispositivo de avance mandibular que ha sido diseñado teniendo en cuenta el comportamiento cinemático de la mandíbula del paciente. Para ello, se ha desarrollado un modelo cinemático de la mandíbula que permite reproducir su movimiento para cada paciente, en función de un número reducido de datos. Se recomienda obtener los datos a partir de las mediciones realizadas en una radiografía lateral de la cabeza. Esto es posible en la mayoría de los casos. Sin embargo, buscando resolver el problema en aquellos casos en los que el paciente no disponga de ninguna radiografía, se han desarrollado varios métodos que permiten

calcular los datos necesarios a partir de una medición de avance mandibular y apertura máxima que se puede realizar con una simple regla.

El dispositivo propuesto se utiliza para el tratamiento de la apnea del sueño y se basa en la apertura de las vías aéreas superiores por medio del avance de la mandíbula. Dicho avance se asegura por medio de dos levas situados a ambos lados de una férula dental que se coloca en la mandíbula y dos seguidores que se unen a una férula que se sitúa en el maxilar.

El perfil de las levas se ha definido por medio de una curva de Bézier que permite reproducir el perfil, de forma sencilla y precisa, en el programa SolidWorks®. Una vez creado el modelo de las levas, estas se deben unir al modelo de la férula que reproduce los dientes del paciente. El ensamblaje se realiza teniendo en cuenta la posición de las levas y los seguidores respecto a los incisivos inferiores y superiores respectivamente, así como el ángulo que forman respecto al plano sagital.

El modelo realizado en SolidWorks® permite simular el comportamiento del dispositivo para confirmar su funcionamiento correcto y poder imprimir directamente el dispositivo con una impresora 3D.

Por su parte, los algoritmos evolutivos aplicados a la síntesis de mecanismos han demostrado gran flexibilidad para adaptarse a distintos tipos de problema de forma rápida y sencilla. En la síntesis del mecanismo de seis eslabones utilizado para diseñar el exoesqueleto de un dedo, se han tenido en cuenta los ángulos de las tres falanges a lo largo del movimiento de extensión-flexión, así como la trayectoria de la yema del dedo.

En el caso de la síntesis del mecanismo de ocho eslabones para el exoesqueleto de cuatro dedos, se han considerado solamente los ángulos de la falange media y distal, y se ha tomado el ángulo de la falange proximal como dato de entrada. Para conseguir que los mecanismos de los cuatro dedos del exoesqueleto tengan proporciones parecidas, se realiza primero la síntesis del dedo índice. Una vez encontrado un mecanismo satisfactorio, se utilizan los resultados para acotar el espacio de búsqueda del valor inicial que el algoritmo da a las variables de diseño del resto de los dedos. Esto, además de conseguir armonizar las proporciones de los mecanismos, permite obtener resultados buenos en un tiempo muy reducido.

Las técnicas evolutivas de síntesis han sido aplicadas también para reproducir el perfil de las levas. Los datos del problema se pueden obtener a partir de una radiografía de la mandíbula del paciente y de las medidas de máximo avance, retrusión y apertura realizadas por un especialista. Una vez obtenida la trayectoria del seguidor respecto a la mandíbula, se utiliza de nuevo el algoritmo MUMSA para diseñar el perfil de la leva que transmite a la mandíbula el movimiento deseado de forma precisa. El algoritmo encuentra resultados precisos de forma rápida, y demuestra su flexibilidad para adaptarse a problemas muy diferentes.

Finalmente, a modo de resumen, se destacan los principales objetivos conseguidos con este trabajo:

- Se ha desarrollado una metodología novedosa para el diseño de dispositivos mecánicos para aplicaciones médicas mediante técnicas de síntesis de mecanismos.
- Se han propuesto diferentes sistemas para realizar las mediciones necesarias para definir los datos del problema cinemático.
- Se ha realizado un estudio del movimiento de los dedos de la mano y se han propuesto dos mecanismos que pueden reproducir dicho movimiento.
- Se ha realizado un estudio cinemático del comportamiento de la mandíbula y se han propuesto dos modelos cinemáticos diferentes en función de los datos.
- Se ha aplicado la metodología propuesta al diseño de dos exoesqueletos y un dispositivo de avance mandibular.
- Se ha demostrado la flexibilidad y potencia del algoritmo evolutivo MUMSA resolviendo la síntesis dimensional de los mecanismos de los exoesqueletos y la ecuación de la curva de Bézier que reproduce el perfil de la leva del dispositivo de avance mandibular.
- Se ha validado el diseño de los dispositivos con un programa de modelado de sólidos y se han fabricado con una impresora 3D directamente desde dicho programa.

## 7.2. Líneas futuras

Los dos exoesqueletos presentados en esta Tesis permiten mover cualquier dedo de la mano a excepción del dedo pulgar. Una continuación de este trabajo es la de obtener un mecanismo sencillo que pueda reproducir el movimiento de este dedo. La principal diferencia con el resto de los dedos es que, en este caso, el movimiento de abducción-aducción debería ser considerado, ya que es mucho importante para la funcionalidad del dedo pulgar que para el resto de los dedos. Por ello, probablemente sería necesario disponer de dos grados de libertad, por lo que el tipo de mecanismo tendría que ser completamente distinto a los utilizados en esta Tesis.

Otra línea de trabajo que se abre es la aplicación de la metodología desarrollada al diseño de un exoesqueleto para ayudar a caminar a personas con una lesión medular. En este caso no se trata de ayudar a la rehabilitación de dicha función, ya que desgraciadamente en la actualidad no hay cura para este tipo de lesión. Sin embargo, se conocen los beneficios para la salud de estas personas derivados de levantarse de la silla de ruedas y mover las extremidades inferiores.

Uno de los métodos propuestos en esta Tesis para obtener la longitud de la mandíbula a partir del avance mandibular y la apertura de la boca, utiliza una red neuronal. En caso de querer utilizar dicho método en la comercialización del dispositivo, la red tendría que ajustarse inicialmente con un número suficiente de datos. A partir de ahí, la red podría seguir alimentándose con los valores medidos de todos los pacientes tratados. Esto

permitiría disponer de suficientes datos para poder tener en cuenta otros factores que afectan a la longitud mandibular como el género y la raza.

En futuros trabajos se podría además modelar de forma más precisa la unión temporomandibular. Para ello, sería necesario definir la trayectoria del centro del cóndilo teniendo en cuenta la forma de la curva de la fosa articular. Además, se podría considerar la asimetría de la unión temporomandibular. Con la metodología propuesta en este trabajo se puede diseñar una leva diferente para cada lado de la mandíbula, considerando las particularidades de cada fosa articular.

Sin embargo, el principal problema es cómo obtener los datos. Sería suficiente con tener dos radiografías, una de cada lado, pero los especialistas son reacios a realizar más de una radiografía de la misma zona del cuerpo en muy poco tiempo si no es estrictamente necesario. Se podría realizar un estudio orientado a medir los valores de ambos lados de la mandíbula en una única radiografía realizada con la cabeza inclinada hacia el lateral un cierto ángulo conocido. De ese modo la radiografía captaría información de los dos lados y sería posible, conociendo el ángulo y la distancia entre los lados de la cabeza del paciente, medir los valores de ambas fosas.

Otra línea de trabajo que se abre es la de utilizar un modelo cinemático 3D de la mandíbula para el diseño del dispositivo. De nuevo, nos encontramos con el problema de cómo conseguir los datos necesarios, ya que en este caso serían necesarias tres radiografías, una de cada lado y otra frontal.

Finalmente, queremos destacar las elevadas diferencias que se han observado en los valores medidos por profesionales para la apertura y avance máximos de la mandíbula del mismo paciente. Esto plantea la necesidad de encontrar un método para medir estos valores de forma más precisa. Una de las opciones que se contemplan es la de realizar un video lateral del paciente abriendo la boca, desde la posición cerrada a la de máxima apertura. Se sabe que la posición de máxima apertura coincide con la posición más avanzada del cóndilo. Por lo tanto en dicho video se podría medir tanto la distancia entre los incisivos superior e inferior, como el avance mandibular. En el video se podría medir también la sobremordida, siempre que los dientes del paciente fueran visibles a lo largo de toda la secuencia.



## Bibliografía

---

- [1] T. Worsnopp, M. Peshkin, J. Colgate y D. Kamper, «An Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke,» *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 12-15 June 2007.
- [2] C. Takahashi, L. Der-Yeghiaian, V. Le y S. Cramer, «A Robotic Device for Hand Motor Therapy After Stroke,» *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, June 28 - July 1 2005.
- [3] T. Kline, D. G. Kamper y B. Schmit, «Control System for Pneumatically Controlled Glove to Assist in Grasp Activities,» *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, June 28 - July 1 2005.
- [4] E. T. Wolbrecht, D. J. Reinkensmeyer y A. Perez-Gracia, «Single Degree-of-Freedom Exoskeleton Mechanism Design for Finger Rehabilitation,» *IEEE 12th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 29 Jun - 01 Jul 2011.
- [5] A. Wege y G. Hommel, «Development and Control of a Hand Exoskeleton for Rehabilitation of Hand Injuries,» *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2-6 August 2005.
- [6] Y. Fu, P. Wang, S. Wang, H. Liu y F. Zhang, «Design and Development of a Portable Exoskeleton Based CPM Machine for Rehabilitation of Hand Injuries,»

*Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 15 - 18 December 2007.

- [7] F. Zhang, L. Hua y H. W. S. Chen, «Design and Development of a Hand Exoskeleton for Rehabilitation of Hand Injuries.,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 73, pp. 103-116, 2014.
- [8] J. G. Urbano, Roncopatía y apnea obstructiva, 1º Edición ed., Madrid: Ripano S.A., 2010.
- [9] J. P. Okeson, Tratamiento de oclusion y afecciones tempomandibulares, 5ª edición ed., Madrid: Graphos S.A., 2003.
- [10] P. U. Dijkstra, A. L. Hof, B. Stegenga y L. G. M. De Bont, «Influence of mandibular length on mouth opening,» *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 26, p. 117–122, 1999.
- [11] K. Traversa, P. Buschanga, H. Hayasakib y G. Throckmorton, «Associations between incisor and mandibular condylar movements during maximum mouth opening in humans,» *Archives of Oral Biology*, vol. 45, pp. 267-275, 2000.
- [12] S. O'Driscoll y N. Giori, «Continuous passive motion (CPM): Theory and principles of clinical application,» *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 37, nº 2, pp. 179-188, 2000.
- [13] A. Battezzato, «Towards an Underactuated Finger Exoskeleton: An Optimization Process of a Two-Phalange Device Based on Kinetostatic Analysis,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 78, pp. 116-130, 2014.
- [14] J. Iqbal, H. Khan, N. Tsagarakis y D. Caldwell, «A Novel Exoskeleton Robotic System for Hand Rehabilitation – Conceptualization to Prototyping,» *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 34, pp. 79-89, 2014.
- [15] H. C. Fischer, K. Stubblefield, T. Kline, X. Luo, R. Kenyon y D. Kamper, «Hand Rehabilitation Following Stroke: A Pilot Study of Assisted Finger Extension Training in a Virtual Environment,» *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 14, pp. 1-12, 2007.
- [16] M. DiCicco, L. Lucas y Y. Matsuoka, «Comparison of Control Strategies for an EMG Controlled Orthotic Exoskeleton for the Hand,» *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, April 2004.
- [17] A. M. R. Agur y M. J. Lee, Grant's Atlas of Anatomy, 10th Edition, Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 1999.

- [18] M. Lelieveld y T. Maeno, «Design and Development of a 4 DOF Portable Haptic Interface,» *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2006.
- [19] S. Cobos, M. Ferre, M. Sanchez-Uran, J. Ortega y C. Peña, «Efficient Human Hand Kinematics for Manipulation Tasks,» *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 22-26 Sept 2008.
- [20] M. Santello, M. Flanders y J. F. Soechting, «Postural Hand Synergies for Tool Use,» *The Journal of Neuroscience*, vol. 18, p. 10105–10115, 1998.
- [21] D. G. Kamper, E. G. Cruz y M. P. Siegel, «Stereotypical Fingertip Trajectories During Grasp,» *J. Neurophysiol.*, vol. 90, p. 3702–3710, 2003.
- [22] J. Dempsey, S. Veasey, B. Morgan y C. O'Donnell, «Pathophysiology of Sleep Apnea,» *Physiological Reviews*, vol. 90, nº 1, pp. 47-112, 2010.
- [23] A. Malhotra y D. White, «Obstructive sleep apnoea,» *THE LANCET*, vol. 360, pp. 238-245, 2002.
- [24] T. D. Bradley y J. Floras, «Obstructive sleep apnoea and its cardiovascular consequences,» *Lancet*, vol. 373, p. 82–93, 2009.
- [25] A. Hersi, «Obstructive sleep apnea and cardiac arrhythmias,» *Annals of Thoracic Medicine*, vol. 5, nº 1, pp. 10-17, 2010.
- [26] H. Wang, J. Parker, G. Newton, J. Floras, K. MChiu, P. Ruttanaumpawan, J. Tomlinson y T. Bradley, «Influence of Obstructive Sleep Apnea on Mortality in Patients With Heart Failure,» *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 49, nº 15, 2007.
- [27] H. Yaggi, J. Concato, W. Kernan, J. Lichtman, L. Brass y V. Mohsenin, «Obstructive Sleep Apnea as a Risk Factor for Stroke and Death,» *The New England Journal of Medicine*, vol. 353, pp. 2034-2041, 2005.
- [28] L. Epstein, K. D., J. Strollo, N. Friedman, A. Malhotra, S. Patil, K. Ramar, R. Rogers, R. Schwab, E. Weaver y W. M.D., «Clinical Guideline for the Evaluation, Management and Long-Term Care of Obstructive Sleep Apnea in Adults,» *Journal of Clinical Sleep Medicine*, vol. 5, nº 3, 2009.
- [29] M. Barnes, R. D. McEvoy, S. Banks, N. Tarquinio, C. G. Murray, N. Vowles y R. J. Pierce, «Efficacy of Positive Airway Pressure and Oral Appliance in Mild to Moderate Obstructive Sleep Apnea,» *American Journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 178, p. pp 656–664, 2004.

- [30] C. L. Phillips, R. R. Grunstein, M. A. Darendeliler, A. S. Mihailidou, V. K. Srinivasan, B. J. Yee, G. B. Marks y P. A. Cistulli, «Health Outcomes of Continuous Positive Airway Pressure versus Oral Appliance Treatment for Obstructive Sleep Apnea,» *American Journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 187, p. 879–887, 15 Abril 2013.
- [31] M. Glos, T. Penzel, C. Schoebel, G.-R. Nitzsche, S. Zimmermann, C. Rudolph, A. Blau, G. Baumann, P.-G. Jost-Brinkmann, S. Rautengarten, J. C. Meier, I. Peroz y I. Fietze, «Comparison of effects of OSA treatment by MAD and by CPAP on cardiac autonomic function during daytime,» *Sleep Breath*, vol. 20, p. 635–646, 2016.
- [32] D. J. Gale, R. H. Sawyer, A. Woodcock, P. Stone, R. Thomson y K. O'Brien, «Do oral appliances enlarge the airway in patients with obstructive sleep apnoea? A prospective computerized tomographic study,» *European Journal of Orthodontics*, pp. 159-168, 2000.
- [33] E. Sari y S. Menillo, «Comparison of Titratable Oral Appliance and Mandibular Advancement Splint in the Treatment of Patients with Obstructive Sleep Apnea,» *International Scholarly Research Network - ISRN Dentistry*, pp. Article ID 581692, 7 pages, 2011.
- [34] J. Martínez-Gomis, E. Willaert, L. Nogues, M. Pascual, M. Somoza y C. Monasterio, «Five Years of Sleep Apnea Treatment with a Mandibular Advancement Device,» *Angle Orthodontist*, Vols. %1 de %2Vol 80, No 1, 2010.
- [35] K. C. P. Sutherland, «Mandibular advancement splints for the treatment of sleep apnea syndrome,» *Swiss Medical Weekly*, vol. 141, 2011.
- [36] K. Sutherland, O. Vanderveken, H. Tsuda, M. Marklund, F. Gagnadoux, C. Kushida y P. Cistulli, «Oral Appliance Treatment for Obstructive Sleep Apnea,» *An Update. Journal of Clinical Sleep Medicine*, vol. 10, nº 2, pp. 215-227, 2014.
- [37] K. E. Bloch, A. Iseli, J. N. Zhang, X. Xie, V. Kaplan, P. W. Stoeckli y E. W. Russi, «A Randomized, Controlled Crossover Trial of Two Oral Appliances for Sleep Apnea Treatment,» *American Journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 162, p. 246–251, 2000.
- [38] O. M. Vanderveken, A. Devolder, M. Marklund, A. N. Boudewyns, M. J. Braem, W. Okkerse, J. A. Verbraecken, K. A. Franklin, W. A. D. Backer y P. H. V. d. Heyning, «Comparison of a Custom-made and a Thermoplastic Oral Appliance for the Treatment of Mild Sleep Apnea,» *American Journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 178, p. 197–202, 2008.

- [39] M. Dieltjens, O. M. Vanderveken, P. H. Van de Heyning y M. J. Braem, «Current opinions and clinical practice in the titration of oral appliances in the treatment of sleep-disordered breathing,» *Sleep Medicine Reviews*, vol. 16, pp. 177-185, 2012.
- [40] H. Lawton, J. Battagel y B. Kotecha, «A comparison of the Twin Block and Herbst mandibular advancement splints in the treatment of patients with obstructive sleep apnoea: a prospective study,» *European Journal of Orthodontics*, vol. 27, pp. 82-90, 2005.
- [41] E. Rose, R. Staats, C. Virchow y I. E. Jonas, «A comparative study of two mandibular advancement appliances for the treatment of obstructive sleep apnoea,» *European Journal of Orthodontics*, vol. 24, pp. 191-198, 2002.
- [42] A. Shadaba, J. Battagel, A. Owa, C. Croft y B. Kotecha, «Evaluation of the Herbst Mandibular Advancement Splint in the management of patients with sleep-related breathing disorders,» *Clinical Otolaryngology Journal*, vol. 25, pp. 404-412, 2000.
- [43] M. Yow, «An Overview of Oral Appliances and Managing the Airway in Obstructive Sleep Apnea,» *eminars in Orthodontics*, vol. 15, nº 2, pp. 88-93, 2009.
- [44] A. O. Britto Teixeira, L. B. Pereira Abi-Ramia y M. A. Oliveira Almeida, «Treatment of obstructive sleep apnea with oral appliances,» *Progress in Orthodontics*, pp. 10-14, 2013.
- [45] W. Fang, «Simultaneous Type and Dimensional Synthesis of Mechanisms by Genetic Algorithms,» *Mechanism Synthesis and Analysis*, vol. 70, pp. 35-41, 1994.
- [46] G. Roston y R. Sturges, «Genetic algorithm synthesis of four-bar mechanisms,» *Artificial Intelligence for Engineering Design Analysis and Manufacturing*, vol. 10, p. 371-390, 1996.
- [47] A. Kunjur y S. Krishnamurty, «Genetic Algorithms in Mechanical Synthesis,» *Journal of Applied Mechanisms and Robotics*, vol. 4, nº 2, pp. 18-24, 1997.
- [48] J. Cabrera, A. Simon y M. Prado, «Optimal synthesis of mechanisms with genetic algorithms,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 37, p. 1165-1175, 2002.
- [49] J. Cabrera, A. Ortiz, F. Nadal y J. Castillo, «An evolutionary algorithm for path synthesis of mechanisms,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 46, p. 127-141, 2011.
- [50] K. Price, «Genetic Annealing,» *Dr. Dobb's Journal*, pp. 127-132, 1994.

- [51] R. P. K. Storm, «Differential evolution – A simple and efficient heuristic for global optimization over continuous spaces,» *Dr. Dobb's Journal of Software*, pp. 18-24, 1997.
- [52] C. Han, «A General Method for the Optimum Design of Mechanisms,» *Journal of Mechanisms*, pp. 301-313, 1966.
- [53] S. Kramer y G. Sandor, «Selective Precision Synthesis. A General Method of Optimization for Planar Mechanisms,» *Journal of Engineering for Industry*, vol. 2, pp. 678-701, 1975.
- [54] V. Sohoni y V. Haug, «A State Space Technique for Optimal Design of Mechanisms,» *ASME Journal of Mechanical Design*, vol. 104, pp. 792-798, 1982.
- [55] N. T. Thompoulos y T. W. Knowles, «Use of Linear Programming for Cam Design,» *International Journal of Machine Tool Design and Research*, vol. 15, p. 257–265, 1975.
- [56] M. Sánchez y J. García de Jalón, «Application of B-Spline Functions to the Motion Specification of Cams,» de *Design Engineering Technology Conference*, Beverly Hills, 1980.
- [57] Y. W. Chan y S. K. Sim, «Optimum Cam Design Using the Monte Carlo Optimization Technique,» *Journal of Engineering Design*, vol. 9, nº 1, pp. 29-45, 1998.
- [58] J. Lampinen, «Cam shape optimisation by genetic algorithm,» *Computer-Aided Design*, vol. 35, p. 727–737, 2003.
- [59] R. H. Bravo y F. W. Flocker, «Optimizing Cam Profiles Using the Particle Swarm Technique,» *Journal of Mechanical Design*, pp. 1-11, 2011.
- [60] H. Qiu, X.-J. Lin, Z.-Y. Li, H. Ozaki, J. Wang y Y. Yue, «A universal optimal approach to cam curve design and its applications,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 40, p. 669–692, 2005.
- [61] H. Xiao y J. W. Zu, «Cam profile optimization for a new cam drive,» *Journal of Mechanical Science and Technology*, vol. 23, pp. 2592-2602, 2009.
- [62] H. Xiao y J. W. Zu, «Evolutionary multi-objective optimisation of cam profile for a new cam drive engine,» *International Journal of Vehicle Design*, vol. 53, nº 3, pp. 198-219, 2010.

- [63] M. Mandal y T. Naskar, «Introduction of control points in splines for synthesis of optimized cam motion program,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 44, p. 255–271, 2009.
- [64] V.-T. Nguyen y D.-J. Kim, «Flexible cam profile synthesis method using smoothing spline curves,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 42, p. 825–838, 2007.
- [65] L. K. Sahu, V. K. Kedia y M. Sahu, «Design of Cam and Follower system using Basic and Synthetic curves: A Review,» *International Journal of Innovative Science, Engineering & Technology*, vol. 3, nº 2, pp. 362-372, 2016.
- [66] S. Cardona, E. E. Zayas, L. Jordi y P. Català, «Synthesis of displacement functions by Bézier curves in constant-breadth cams with parallel flat-faced double translating and oscillating followers,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 62, p. 51–62, 2013.
- [67] M. Hidalgo-Martínez, E. Sanmiguel-Rojas y M. Burgos, «Design of cams with negative radius follower using Bézier curves,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 82, p. 87–96, 2014.
- [68] J. Angeles y C. Lopez-Cajún, «Optimal synthesis of cam mechanisms with oscillating flat-face followers,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 23, nº 1, pp. 1–6, 1988.
- [69] A. Bataller, A. Ortiz, J. Cabrera y F. Nadal, «WinMecC: Software for the Analysis and Synthesis of Planar Mechanisms,» de *New Trends in Mechanism and Machine Science*, Springer, 2016, pp. 233-242.
- [70] L. Gillam, L. McDonald, F. Ebling y T. Mayhew, «Human 2D (index) and 4D (ring) finger lengths and ratios: cross-sectional data on linear growth patterns, sexual dimorphism and lateral asymmetry from 4 to 60 years of age,» *Journal of Anatomy*, vol. 213, nº 3, p. 325–335, 2018.
- [71] A. Ortiz, J. Cabrera, A. Guerra y A. Simon, «The IMMα optimization algorithm without control input parameters,» *Vehicle System Dynamic*, vol. 47, p. 243–264., 2009.
- [72] J. Koolstra, «Dynamics of the Human Masticatory System,» *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, vol. 13, nº 4, pp. 366-376, 2002 .



- [73] P. U. Dijkstra, L. G. M. de Bont, S. B. y G. Boering, «Temporo-mandibular joint mobility assessment: a comparison between four methods,» *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 22, pp. 439-444, 1995.
- [74] L. Merini y S. Palla, «The relationship between condylar rotation and anterior translation in healthy and clicking temporomandibular joints,» *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, vol. 98, nº 11, pp. 1191-1199, 1988.
- [75] N. M., «Local kinematic and anthropometric factors related to the maximum mouth opening in healthy individuals,» *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 29, p. 534-539, 2002 .
- [76] T. Fukui, M. Tsuruta, K. Murata, Y. Wakimoto, H. Tokiwa y Y. Kuwahara, «Correlation between facial morphology, mouth opening ability, and condylar movement during opening-closing jaw movements in female adults with normal occlusion,» *European Journal of Orthodontics*, vol. 24, pp. 327-336, 2002.
- [77] H.-J. Yoona, K. D. Zhaoc, J. Rebellatod, K.-N. Anc y E. E. Kellera, «Kinematic study of the mandible using an electromagnetic tracking device and custom dental appliance: Introducing a new technique,» *Journal of Biomechanics*, vol. 39, p. 2325-2330, 2006.
- [78] H. Wen, W. Xu y M. Cong, «Kinematic Model and Analysis of an Actuation Redundant Parallel Robot With Higher Kinematic Pairs for Jaw Movement,» *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 62, nº 3, pp. 1590-1598, 2015.
- [79] U. Posselt, «Studies in the Mobility of the Human Mandible,» *Acta odontologica Scandinavica*, vol. 10, p. Supplementum, 1952.
- [80] P. K. Tannamala, M. Pulagam, S. R. Pottem y B. Swapna, «Condylar Guidance: Correlation between Protrusive Interocclusal Record and Panoramic Radiographic Image: A Pilot Study,» *Journal of Prosthodontics*, vol. 00, pp. 1-4, 2012.
- [81] I. Gilboa, H. S. Cardash, I. Kaffe y M. D. Gross, «Condylar guidance: Correlation between articular morphology and panoramic radiographic images in dry human skulls,» *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 99, nº 6, pp. 477-482, 2008.
- [82] J. Dos Santos, S. Nelson y T. Nowlin, «Comparison of condylar guidance setting obtained from a wax record versus an extraoral tracing: A pilot study,» *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, vol. 89, nº 1, pp. 54-59, 2003.
- [83] M. García Reyes, P. Mayoral Sanz, J. Vila, M. Míguez Contreras, J. De La Cruz, N. Abiker, A. Bataller Torras, J. Cabrera Carrillo y A. Fernández Guerrero,



- «Determining the mandibular normal range of motions in young adults: a guide for diagnosis and treatment of patients with mandibular advance devices,» *Sleep Medicine*, vol. 40, nº Supplement 1, p. 107, 2017.
- [84] R. Ricketts, «Variation of the temporomandibular joint as revealed by cephalometric laminagraphy,» *American Journal of Orthodontics*, vol. 36, pp. 877-892, 1950.
- [85] S. Kumar, S. Garg y S. Gupta, «A determination of occlusal plane comparing different levels of the tragus to form ala-tragal line or Camper's line: A photographic study,» *The Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 5, nº 1, pp. 9-15, 2013.
- [86] K. Fernandes Juca, I. Suazo Galdames y A. Guimarães, «Evaluation, Mandibular Condyle Position in Maximum Mouth Opening. A Magnetic Resonance Imaging,» *International Journal of Morphology*, vol. 27, nº 3, pp. 867-871, 2009.
- [87] A. J. Pitsis, M. A. Darendeliler, H. Gotsopoulos, P. Petocz y P. A. Cistulli, «Effect of Vertical Dimension on Efficacy of Oral Appliance Therapy in Obstructive Sleep Apnea,» *American Journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 166, p. 860–864, 2002.
- [88] L. P.R., J. Battagel, B. Harkness, M. Spratley, P. Nolan y G. Jorgensen, «A method of studying adaptive changes of the oropharynx to variation in mandibular position in patients with obstructive sleep apnoea,» *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 23, nº 10, pp. 699-711, 1996.
- [89] H. Obwegeser, M. Farmand y E. W., «Findings of mandibular movement and the position of the mandibular condyles during maximal mouth opening,» *Oral surgery*, vol. 63, nº 5, pp. 517-525, 1987.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# ANEXO

## Resultados de la Tesis

---

En este anexo se resumen las principales aportaciones de esta Tesis:

- **Publicación en *Mechanism and Machine Theory* (Q1):** Evolutionary synthesis of mechanisms applied to the design of an exoskeleton for finger rehabilitation.
- **Publicación en *Mechanism and Machine Theory* (Q1):** Cam synthesis applied to the design of a customized mandibular advancement device for the treatment of obstructive sleep apnea.
- **Publicación en *Sleep Medicine* (Q2):** Determining mandibular normal range of motion in young adults: A guide for diagnosis and treatments of patients with mandibular advance devices.
- **Publicación en *Sleep Medicine* (Q2):** Determining the impact of vertical dimension on the mandibular range of motion in young adults: A consideration for the design and the construction of a mandibular advancement device.
- **Patente internacional en explotación:** Intra-oral device for mandibular adjustment.
- **Ponencia en 6th European Conference on Mechanisms Science:** WinMecC: Software for the Analysis and Synthesis of Planar Mechanisms.
- **Ponencia en XIII Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica:** “Síntesis evolutiva de mecanismos aplicada al diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación de los dedos de la mano”.
- **Simposium en 14th World Sleep Congress:** Mathematical model of jaw kinematics and its application to MAD design.

### **A.1. Publicación en Q1: Evolutionary synthesis of mechanisms applied to the design of an exoskeleton for finger rehabilitation**

Trabajo de investigación, titulado “Evolutionary synthesis of mechanisms applied to the design of an exoskeleton for finger rehabilitation”, publicado en la revista *Mechanism and Machine Theory*, volumen 105 (2016) páginas 31-43.

En este trabajo se expone la metodología desarrollada en esta Tesis para el diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación de un dedo de la mano tras sufrir una cirugía, personalizado para cada paciente.

En la siguiente hoja se incluye una imagen con la primera página del artículo publicado.



Contents lists available at ScienceDirect

## Mechanism and Machine Theory

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/mechmt](http://www.elsevier.com/locate/mechmt)

# Evolutionary synthesis of mechanisms applied to the design of an exoskeleton for finger rehabilitation



A. Bataller, J.A. Cabrera\*, M. Clavijo, J.J. Castillo

Department of Mechanical Engineering, University of Málaga, C/ Doctor Ortiz Ramos s/n, Ampliación Campus Teatinos, 29071 Málaga, Spain

## ARTICLE INFO

## Article history:

Received 30 January 2016

Received in revised form 22 June 2016

Accepted 23 June 2016

Available online xxxx

## Keywords:

Finger exoskeleton

Synthesis of mechanisms

Finger rehabilitation

## ABSTRACT

To rehabilitate certain finger injuries, passive movement has proved to be positive. To help in this process, a physiotherapist's aid is necessary. In the last years, a series of exoskeletons have been presented that can move the finger in a controlled way, which can substitute the physiotherapist. However, these devices are not popular, mainly because of their high complexity and price. This work presents a simple, low-priced and easy-to-manufacture finger exoskeleton. These features make it possible to manufacture a customized device, so that it imitates each patient's natural finger movement accurately. In this paper, the whole process is explained, starting with the synthesis of the mechanism adapted to the patient's finger characteristics and finishing with the manufacturing of the exoskeleton with a 3D printer.

© 2016 Elsevier Ltd. All rights reserved.

## 1. Introduction

In recent years, the use of mechanical systems for medical applications has increased notably. In the case of exoskeletons, mechanisms with links which move with a controlled relative movement between them are often used. Mechanism synthesis can be used to achieve the desired movement with the minimum number of degrees of freedom (dof). The reduction in the number of dof simplifies the control of the system and its complexity.

There is a variety of finger exoskeletons designed to help to rehabilitate when there are limitations in active finger movement [1–3]. Different studies have demonstrated the benefits of using these devices, by means of either active [4] or passive movement [5]. The main differences among them are related to their degrees of freedom, the number and type of sensors and the control used. There are exoskeletons that help to rehabilitate the finger in different cases, such as the recuperation of finger movement after a stroke [6–8], improvement in hand movement when the patient is affected by spine damage [9] and hand rehabilitation after an accident or flexor tendon surgery [2,10–12], among others.

Most exoskeletons in the market are designed to recuperate hand movement after a stroke or spine damage. Usually, they have five fingers and include sensors to act according to the force carried out by the patient. Some of these devices use a virtual environment to create a great variety of motivating therapeutic exercises. These exoskeletons can be used for rehabilitation after an injury transmitting passive force. However, these devices are heavy and complex as they need one motor per dof. To avoid the weight of the motors on the hand, most of them transmit movement through cables that act over the hand.

There are a few exoskeletons specifically designed to rehabilitate hand movement after an accident or flexor surgery. These devices are focused on continuous passive movement (CPM) [5]. This therapy avoids arthrofibrosis on joints following trauma or surgery by repetitive passive slow motion. It starts with a short range of motion in the first sessions a few hours after surgery

\* Corresponding author.

E-mail address: [jcabrera@uma.es](mailto:jcabrera@uma.es) (J.A. Cabrera).

## **A.2. Publicación en Q1: Cam synthesis applied to the design of a customized mandibular advancement device for the treatment of obstructive sleep apnea**

Trabajo de investigación denominado “Cam synthesis applied to the design of a customized mandibular advancement device for the treatment of obstructive sleep apnea”, publicado en la revista Mechanism and Machine Theory, volumen 123 (2018) páginas 153-165.

En el artículo se desarrolla la metodología presentada en esta Tesis para el diseño de un dispositivo de avance mandibular personalizado para cada paciente, teniendo en cuenta el comportamiento cinemático de su mandíbula.

A continuación se incluye una imagen con la primera página del artículo publicado en la revista.



## Research paper

# Cam synthesis applied to the design of a customized mandibular advancement device for the treatment of obstructive sleep apnea



A. Bataller<sup>a</sup>, J.A. Cabrera<sup>a,\*</sup>, M. García<sup>a</sup>, J.J. Castillo<sup>a</sup>, P. Mayoral<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Department of Mechanical Engineering, University of Málaga, C/ Doctor Ortiz Ramos s/n, Ampliación Campus Teatinos, Málaga 29071, Spain

<sup>b</sup> Alfonso X el Sabio University, Madrid, Spain

## ARTICLE INFO

## Article history:

Received 22 January 2018

Accepted 7 February 2018

## Keywords:

Mandibular advancement device

Cam synthesis

Evolutionary algorithms

Mandible kinematics

## ABSTRACT

Mandibular Advancement Devices (MAD) have proved to be effective in the treatment of slight to moderate Obstructive Sleep Apnea (OSA). These devices open the upper airways by keeping the jaw forward with respect to its resting position. To date, none of the available devices have taken into account the kinematic behavior of each patient's mandible. This work presents a customized MAD for the treatment of OSA. A study of the mandible kinematics is carried out to determine the relationship between mouth opening and mandible advancement. The device includes two cams, one on each side, to make the mandible move forward. The cam profile is designed using a Bezier cubic curve that is optimized by means of an evolutionary algorithm. The kinematics of each patient's mandible is taken into account to ensure that the jaw does not move backwards at any time while opening the mouth. A real case study is presented to validate the proposed methodology.

© 2018 Elsevier Ltd. All rights reserved.

## 1. Introduction

Sleep apnea is a common disorder in which a person stops breathing while sleeping [1,2]. It is a leading cause of excessive daytime sleepiness. The most common type of sleep apnea is Obstructive Sleep Apnea (OSA). Untreated sleep apnea increases the risk of developing cardiovascular diseases such as arrhythmias, heart failure and stroke [3–5].

OSA is a chronic disorder that requires long-term treatment [6]. Apart from lifestyle changes, the main treatment options are Continuous Positive Air Pressure (CPAP), Oral Appliances (OA) and surgery. A CPAP machine is a pump connected to a face or nose mask that forces air into the nasal passages at mild pressure to keep the upper airways continuously open. Oral appliances open the upper airway, either by mandibular repositioning or by keeping the tongue forward with respect to its resting position. The most used OA are Mandibular Advancement Devices (MAD). Their main advantages compared to CPAP are that they are soundless, economic, manageable and do not require power supply.

Sutherland et al. [7,8] compiled the results of different works that confirmed that most patients preferred using OA to CPAP treatment. Moreover, the effectiveness of OA has been validated in numerous studies [9–14].

There is a great variety of MAD models [7]. There are one-piece and two-piece devices. The first ones are manufactured for a predefined protrusion value while most two-piece devices can achieve different protrusion levels [15]. Both of them

\* Corresponding author.

E-mail address: [jcabrera@uma.es](mailto:jcabrera@uma.es) (J.A. Cabrera).

<https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2018.02.002>

0094-114X/© 2018 Elsevier Ltd. All rights reserved.





### **A.3. Publicación en Q2: Determining the impact of vertical dimension on the mandibular range of motion in young adults: A consideration for the design and the construction of a mandibular advancement device**

Publicación en la revista Sleep Medicine, volumen 40 (2017), página e107. Se presentó un trabajo titulado “Determining the impact of vertical dimension on the mandibular range of motion in young adults: A consideration for the design and the construction of a mandibular advancement device”, sobre la influencia de la apertura de la boca en los movimientos mandibulares. El objeto de la investigación era conocer cómo influye el espesor de la galga de George en la medida de la protrusión de un paciente.

En la siguiente página se incluye un abstract de este trabajo.



Smartphone. Adolescents who own a Smartphone reported shorter sleep duration during school days (no Smartphone=7.92±1.03 h; Smartphone=7.39±0.96 h;  $t=-2.09$ ;  $p<0.05$ ). In addition, those responding messages during sleep went to bed later during weekends (no responding=01.98±2.06 h; responding=02.88±2.33 h;  $t=2.09$ ;  $p<0.05$ ).

**Conclusion:** Using a Smartphone during sleep time interferes with sleep, aggravating the well-known sleep reduction that already occurs during adolescence.

**Acknowledgements:** We want to express our recognition and gratitude to the voluntary participants and the student assistants who helped with data collection and analyses.

#### Sleep Breathing Disorders

#### DETERMINING THE MANDIBULAR NORMAL RANGE OF MOTIONS IN YOUNG ADULTS: A GUIDE FOR DIAGNOSIS AND TREATMENT OF PATIENTS WITH MANDIBULAR ADVANCE DEVICES

M. García Reyes<sup>1,2</sup>, P. Mayoral Sanz<sup>3,4</sup>, J. Vila<sup>5</sup>, M. Míguez Contreras<sup>6</sup>, J. De La Cruz<sup>4</sup>, N. Abiker<sup>4</sup>, A. Bataller Torras<sup>7</sup>, J.A. Cabrera Carrillo<sup>7</sup>, A. Fernández Guerrero<sup>8</sup>. <sup>1</sup>Engineering, Universidad de Málaga, Spain;

<sup>2</sup>Research, Orthoapnea, Málaga, Spain; <sup>3</sup>Orthodontics, Hospital Ruber Internacional, Spain; <sup>4</sup>Orthodontics, Universidad Alfonso X Madrid, Madrid, Spain; <sup>5</sup>Otorhinolaryngology, Hospital Vall d'Hebron, Barcelona, Spain;

<sup>6</sup>Orthodontics, Universidad Rey Juan Carlos, Madrid, Spain; <sup>7</sup>Engineering, Universidad de Málaga, Spain; <sup>8</sup>Research, Orthoapnea, Málaga, Spain

**Introduction:** The degree of mandibular protrusion is one of the key therapeutic choices of the treatment of patients affected by OSAS with Mandibular advancing devices (MAD). The aim of this study was to determine the range of mandibular maximum protrusion at 4 different anterior vertical opening (interincisal distances: 2, 5, 8, 11 mm).

**Materials and methods:** 175 students of Dentistry of the Universidad Alfonso X Madrid, aged 19 to 23 years (mean 21.3, SD 1.7, 92 female and 82 male) were selected for the study. All the subjects were asymptomatic for Temporomandibular Disorders, according to the Research Diagnostic Criteria/ Temporomandibular Disorders RDC/TMD, RDC /TMD. One investigator performed the measurements of the maximum protrusion range with 4 different George Gauge bite forks: 2 mm, 5 mm, 8 mm and 11 mm of interincisal vertical opening were taken into consideration. Statistical analyses were done with SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) on version 17 and the STAT on version 11.

**Results:** Mean value for maximum protrusion were: – 12.5 mm with the 2 mm bite fork (n 175, range 11.5 to 15.5 mm; SD 0.81 mm), – 12.0 mm with the 5 mm bite fork (n 175, range 10 to 14.5 mm; SD 1.08 mm); – 11.3 mm with the 8 mm bite fork (n 75, range 9 to 15.5 mm; SD 1.50); –9.9 mm with the 11 mm bite fork (n 75, range 4.5 to 14 mm; SD 1.88 mm). As expected, the maximum protrusion is reduced significantly with the increase of vertical dimension from 2 mm (maximum protrusion: 12.5 mm) to 11 mm (maximum protrusion: 9.9 mm).

**Conclusions:** The knowledge of the normal ranges of mandibular movements can be important for diagnosis the MAD treatment of patients affected by OSAS. The study of the maximum protrusion at different mandibular vertical distraction on a larger population may lead to a better customization and design of mandibular advance devices.

**Acknowledgements:** Orthoapnea.

#### Restless Legs Syndrome (RLS)

#### LONG-TERM TREATMENT OF RLS/WED WITH THE SELECTIVE GLUTAMATE AMPA-RECEPTOR ANTAGONIST PERAMPANEL

D. García-Borreguero, J.J. Granizo. Sleep Research Institute, Madrid, Spain

**Introduction:** Perampanel is a selective, noncompetitive AMPA receptor antagonist approved for the treatment of partial seizures. A previous report on 20 RLS patients showed a significant improvement of symptoms at a mean dose of 3.8 mg/day over 2 months<sup>1</sup>. We report here on an 18-month follow-up of these patients.

**Materials and methods:** Patients participating in this follow-up had previously participated in a two-month, open label study that included an immobilization test and polysomnography. Both responders and non-responders from the short-term treatment study were asked to participate

in this follow-up phase. Perampanel was administered as monotherapy at a flexible dose between 2 – 6 mg/day over 18 additional months. Severity was assessed every two months using the IRLS, CGI, and Augmentation Severity Rating Scales (ASRS). At the end of the treatment, a multiple suggested immobilization test (mSIT) was performed. The main outcome was therapeutic response, defined as a 50% improvement in both IRLS scale and mSIT. Augmentation was evaluated by means of the ASRS and m-SIT.

**Results:** Out of 20 patients who had initially completed the short-term phase<sup>1</sup>, 17 agreed to participate in the long-term treatment phase, and 12 (70.5%) completed the 18-month treatment period. As reported previously, IRLS score improved during the short-term treatment phase from a mean±SD: 23.7±4.2 to 11.5±5.3<sup>1</sup> and at the end of the 18-month follow up period was 13.6±6.2 (mean (SD) dose of 4.2 mg/day). Nine (53%) patients were full, and three (17%) were partial responders. No cases of definite augmentation were observed. Main reasons for discontinuation were dizziness (2), irritability (1), and lack of efficacy (2).

**Conclusions:** These data suggest that perampanel exerts long-term therapeutic effects on RLS symptoms in most patients. If confirmed by future controlled studies, the AMPA-R antagonist perampanel might become a promising alternative to existing dopaminergic treatments. Pathophysiological implications will be discussed in detail.

Reference:

- García-Borreguero D, Cano I, Granizo JJ. Treatment of restless legs syndrome with the selective AMPA receptor antagonist perampanel. Sleep Med. 2017;34:105-108.

#### Excessive Daytime Sleepiness (not Narcolepsy)

#### DIETARY INTAKE OF CARBOHYDRATES, DAYTIME SLEEPINESS AND OBSTRUCTIVE SLEEP APNOEA IN ADULTS FROM REYKJAVÍK, ICELAND

V. García-Larsen<sup>1</sup>, E.S. Arnardóttir<sup>2</sup>, E. Björnsdóttir<sup>2</sup>, B. Benediktssdóttir<sup>2</sup>, E.H. Thorarindóttir<sup>2</sup>, R. Villegas<sup>3</sup>, T. Gíslason<sup>2</sup>. <sup>1</sup>Department of International Health, Johns Hopkins Bloomberg School of Public Health, Baltimore, United States; <sup>2</sup>Department of Respiratory Medicine and Sleep, Landspítali – The National University Hospital of Iceland, Reykjavík, Iceland; <sup>3</sup>School of Public Health, University of Chile, Santiago, Chile

**Introduction:** Dietary carbohydrates (CHOs) might influence sleep quality and sleep patterns through their role on several sleep-related hormones, and their influence on tryptophan metabolism. In a population-based study of adults from Iceland, we investigated the association of CHO intake, obstructive sleep apnoea (OSA) and daytime sleepiness.

**Materials and methods:** Sample of 400 adult residents in Reykjavík, were invited to enroll in a study to investigate the prevalence of OSA, symptoms of poor sleep, and daytime sleepiness. A whole-night sleep study was performed at the subject's home using a T3 device (Nox Medical, Reykjavík, Iceland), with measures of sleep recorded and scored following the American Academy of Sleep Medicine guidelines. Data were considered eligible if the studies had ≥4 hours of scorable oxygen saturation and three respiratory traces: cannula flow, thorax, and respiratory inductive plethysmography belts. OSA was defined according to the apnoea-hypopnea index (AHI), as mild (AHI ≥5-14.9) moderate (AHI ≥15-29.9) or severe (AHI ≥30). The Epworth Sleepiness Scale (ESS) Questionnaire was also administered to ascertain symptoms of excessive daytime sleepiness (ESS ≥10). Frequent snoring was defined as reporting to snore ≥3 times per week. The internationally validated GA<sup>2</sup>LEN food frequency questionnaire (FFQ) was used to enquire about usual intake of 250 food items, which included foods rich in various types of CHOs. Intake estimates of simple (sucrose, glucose, and fructose), semi-simple (oligosaccharides), complex (polysaccharides) and total CHOs were derived. The association between sleep outcomes and CHOs (per-tertile increase in intake) was examined using ordinal (OSA) or multiple logistic regressions, adjusting for several potential confounders.

**Results:** A total of 347 participants (mean age 54.8 ±6.8 y) had valid data on sleep, diet and potential confounders. 38.5% snored frequently, 25% had ESS ≥10, and 41% had mild to moderate OSA. 16% reported feeling moderately (n=35), quite a bit (n=18) or extremely (n=3) sleepy during the day. 30% of participants reported feeling sleepy during the day once or twice a week, 14% 3-5 times/week, and 7% every day or almost every day. A per-tertile increase in the intake of total CHOs was associated with a

#### **A.4. Publicación en Q2: Determining mandibular normal range of motion in young adults: A guide for diagnosis and treatments of patients with mandibular advance devices**

Publicación del trabajo de investigación titulado “Determining mandibular normal range of motion in young adults: A guide for diagnosis and treatments of patients with mandibular advance devices”, en la revista Sleep Medicine, volumen 40 (2017), página e216.

En este trabajo se estudió la influencia de la apertura de la boca en la sección de la vía aérea superior. Este aspecto es fundamental para diseñar un dispositivo de avance mandibular adecuadamente.

En la página siguiente se incluye un abstract de este trabajo.



## Sleep Breathing Disorders

**DETERMINING THE IMPACT OF VERTICAL DIMENSION ON THE MANDIBULAR RANGE OF MOTIONS IN YOUNG ADULTS: A CONSIDERATION FOR THE DESIGN AND THE CONSTRUCTION OF A MANDIBULAR ADVANCEMENT DEVICE**

P. Mayoral Sanz<sup>1,2</sup>, M. García Reyes<sup>3,4</sup>, A. Bataller Torras<sup>5</sup>, J.A. Cabrera Carrillo<sup>2</sup>, A. Fernández Guerrero<sup>4</sup>, <sup>1</sup>Orthodontics, Universidad Alfonso X Madrid, Spain; <sup>2</sup>Orthodontics, Hospital Ruber Internacional, Madrid, Spain; <sup>3</sup>Engineering, Universidad de Málaga, Spain; <sup>4</sup>Research, Orthoapnea, Spain; <sup>5</sup>Engineering, Universidad de Málaga, Málaga, Spain

**Introduction:** The aim of this study was to determine the impact of the increase of vertical dimension on the range of mandibular movements in young adults. According to literature, different anterior vertical openings have been used for the design of MADs and there is still no evidence on the impact of vertical movements on the capability of the patient to advance the mandible.

**Materials and methods:** The research was conducted on 75 students, aged 19 to 23 years (mean 21,3, SD 1,7, 37 female and 38 male). All the subjects were asymptomatic for Temporomandibular Disorders, according to the Research Diagnostic Criteria/ Temporomandibular Disorders RDC/TMD, RDC /TMD. One investigator performed all the measurements of the mandibular retrusion and protrusion with George Gauge using bite forks with different interincisal distances of 2 mm, 5 mm, 8 mm and 11 mm. Statistical analyses were done with SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) on version 17 and the STAT on version 11.

**Results:** Mean value for maximum retrusion were: -5,0 mm with the 2 mm bite fork (n 175, range -3 to -8,5 mm; SD 1,33 mm), -5,5 mm with the 5 mm bite fork (n 175, range -3 to -9 mm SD 1,31 mm), -6,4 mm with the 8 mm bite fork (n 75, range -3 to -9 mm; SD 1,35 mm) and -6,1 mm with the 11 mm bite fork (n 75, range -3 to -10 mm; SD 1,70 mm). Results show an higher value of maximum retrusion, increasing vertical dimension. This is expected, due to the clockwise rotation of the mandible described by the Posselt diagram. The values of maximum protrusion were: +7,0 mm with the 2 mm bite fork (range 3,5 to 10,0 mm; SD 1,37 mm), 6,5 mm with the 5 mm bite fork (range 3 to 10 mm; SD 1,36 mm); 4,9 mm with the 8 mm bite fork (range 1,5 to 7,0 SD 1,48 mm) and 3,8 mm with the 11 mm bite fork (range 0 to 7,5 mm; SD 1,92 mm). Results show the tendency, according to the Posselt diagram, to achieve less protrusion with the increase of vertical opening.

**Conclusions:** The increase of vertical opening, induce a clockwise rotation of the mandible as described by Posselt and this can reduce the degree of the advancement designed with a the MAD. Results suggest that minimizing bite opening may be useful to , increase maximum protrusion. We described the range of mandibular maximum protrusion and retrusion according to different vertical positions. A larger population study can aid an important information to customize MADs.

## Other

**PALATOPHARYNGEAL SURGERY IN OBSTRUCTIVE SLEEP APNOEA-HOW I DO IT**

S.M.K.A. Mazumder, Otolaryngology Head & Neck Surgery, Holy Family Red Crescent Medical College, Dhaka, Bangladesh

**Introduction:** Sleep Medicine is a medical subspecialty devoted to the diagnosis and management of sleep disturbances and disorders. Obstructive sleep apnoea is the most common type of sleep apnoea and is caused by obstruction of upper airway. Palatopharyngeal surgery is the commonest surgical procedure done to successfully relief airway obstruction.

**Material and methods:** In the clinical presentation of snoring, daytime sleepiness, morning mood changes like irritability anxiety depression, forgetfulness, increase heart rate and blood pressure, weight gain, heartburn and gastroesophageal reflux disorders, hypoxemia, decreased sex drive, diabetes ,thick neck, mostly male over forties, patients were assessed by Polysomnography. Obstructive sleep apnoea diagnosed and severity assessed. Treatment options of weight reduction, lifestyle changes, physical intervention of positive airway pressure by CPAP, Auto CPEP, discussed and applied and used. Appropriate selected patients were offered surgical treatment to modify upper airway anatomy with the hope of unobstructed

free silenced flow of air through nose and pharynx. Nasal surgery is straightforward to correction of any deviation of septum with reduction of turbinates if necessary. Pharyngeal surgery starting with uvulotomy, reduction of posterior pillars, Tonsillectomy, Uvulopalatopharyngoplasty, Zeeta-plasty, expansion pharyngoplasty, Base of the tongue reduction was done using monopolar diathermy of Bialy Lab (Diathermy)with usefully designed needle where Hi Tack like LASER, Coablation, Radiofrequency is not available. **Results:** 120 patients of age ranging from 24–60 years were operated and followed up for 5 years. Postoperative results and steps of surgery using monopolar needle will be documented.

**Conclusions:** A number of surgical procedures of sleep surgery could safely be performed by using Proper Diathermy Machine, with little hazards where expensive appliances like LASER, Radiofrequency, Coablation is not affordable. My recommendation is to start the procedures and with experience and time using devices become safe.

**Acknowledgements:** Holy Family Red Crescent Medical College, Anwer Khan Modern Medical College, Dhaka and Comilla Central Medical College Hospital, Comilla, Bangladesh.

## Other

**PALATOPHARYNGOPLASTY: COMPARISON OF UPPP WITH PHARYNGEAL EXPANSION SURGERY**

S.M.K.A. Mazumder, Otolaryngology Head & Neck Surgery, Holy Family Red Crescent Medical College, Dhaka, Bangladesh

**Introduction:** Sleep Medicine is a medical subspecialty devoted to the diagnosis and management of sleep disturbances and disorders. Obstructive sleep apnoea is the most common type of sleep apnoea and is caused by obstruction of upper airway. Palatopharyngeal surgery is the commonest surgical procedure done to successfully relief airway obstruction.

**Material and methods:** On the clinical presentation of snoring, daytime sleepiness, morning mood changes like irritability anxiety depression, forgetfulness, increase heart rate and blood pressure, weight gain, heartburn and gastroesophageal reflux disorders, hypoxemia, decreased sex drive, diabetes ,thick neck, mostly male over forties, patients were assessed by Polysomnography. Obstructive sleep apnoea diagnosed and severity assessed. Treatment options of weight reduction, lifestyle changes, and physical intervention of positive airway pressure by CPAP, Auto CPEP, discussed and applied and used. Appropriate selected patients were offered surgical treatment to modify upper airway anatomy with the hope of unobstructed free silenced flow of air through nose and pharynx. Nasal surgery is straightforward to correction of any deviation of septum with reduction of turbinates if necessary. For pharyngeal airpassage expansion Uvulopalatopharyngoplasty was the standard surgical procedure & I have been practicing for 15 years. Some patients were having excellent improvement of symptoms and after few years developed reappearance. Some patients with limited benefit for few years presented in original form. Gradually the operation changes its pattern with modifications and the present day procedure I am practicing for most of my patients is expansion pharyngoplasty with much improved results in properly selected cases.

**Results:** The advantages, surgical technique, dynamics of procedure benefits of past and present procedures and results were compared among 40 cases of Uvulopalatopharyngoplasty with 80 cases of expansion pharyngoplasty and documented.

**Conclusions:** Though the surgical procedure suitable for every patient is a individual assessment. expansion pharyngoplasty shows far better results in improvement of airpassage and symptoms.

**Acknowledgements:** Holy Family Red Crescent Medical College, Anwer Khan Modern Medical College, Dhaka and Comilla Central Medical College Hospital, Comilla, Bangladesh.

## Movement Disorders

**EFFECTS OF DEEP BRAIN STIMULATION (DBS) OF THE PEDUNCULOPONTINE NUCLEUS (PPTG) OF THE RETICULAR ACTIVATING SYSTEM (RAS) IN PARKINSON'S DISEASE (PD): MOTOR AND NON MOTOR BENEFITS**

P. Mazzone<sup>1</sup>, E. Scarnati<sup>2</sup>, A. Stefani<sup>3</sup>, S. Ferraina<sup>4</sup>, <sup>1</sup>Neurosurgery–Stereotactic and Functional Neurosurgery Regional Center, S.Eugenio Hospital,

### **A.5. Patente internacional en explotación: Intra-oral device for mandibular adjustment**

Parte del trabajo desarrollado en esta Tesis ha sido utilizado para realizar la patente de un dispositivo de avance mandibular para el tratamiento de la apnea del sueño. La empresa propietaria de los derechos de explotación de dicha patente se denomina Laboratorio Ortoplus, S.L. y se encuentra ubicada en Málaga.

A continuación se muestra una copia de la primera página de la patente.

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property  
Organization

International Bureau



(10) International Publication Number

WO 2017/149523 A1

(43) International Publication Date  
8 September 2017 (08.09.2017)(51) International Patent Classification:  
A61F 5/56 (2006.01)(21) International Application Number:  
PCT/IB2017/053855(22) International Filing Date:  
28 June 2017 (28.06.2017)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:  
17382334.5 5 June 2017 (05.06.2017) EP(71) Applicant: LABORATORIO ORTOPLUS, S.L.  
[ES/ES]; Somera, 6 - Segunda Planta, 29001 Málaga (ES).

(72) Inventors: GARCIA REYES, Marcos; Laboratorio Ortoplus, S.L., Somera, 6 - Segunda Planta, 29001 Málaga (ES). CABRERA CARRILLO, Juan Antonio; Laboratorio Ortoplus, S.L., Somera, 6 - Segunda Planta, 29001 Málaga (ES). BATALLER TORRAS, Alex; Laboratorio Ortoplus, S.L., Somera, 6 - Segunda Planta, 29001 Málaga (ES). SIMON MATA, Antonio; Laboratorio Ortoplus, S.L., Somera, 6 - Segunda Planta, 29001 Málaga (ES). GARCIA URBANO, Jesus; Laboratorio Ortoplus, S.L., Somera, 6 - Segunda Planta, 29001 Málaga (ES). MORAL BENICIO, Julio; Laboratorio Ortoplus, S.L., Somera, 6 - Segunda Planta, 29001 Málaga (ES). FERNANDEZ GUERRERO, Ana; Laboratorio Ortoplus, S.L., Somera, 6 - Segunda Planta, 29001 Málaga (ES).

(74) Agent: UNGRÍA LÓPEZ, Javier; Avda. Ramón y Cajal, 78, 28043 Madrid (ES).

(81) Designated States (unless otherwise indicated, for every kind of national protection available): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Designated States (unless otherwise indicated, for every kind of regional protection available): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), European (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

## Published:

- with international search report (Art. 21(3))
- before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments (Rule 48.2(h))

[Continued on next page]

(54) Title: INTRA-ORAL DEVICE FOR MANDIBULAR ADJUSTMENT

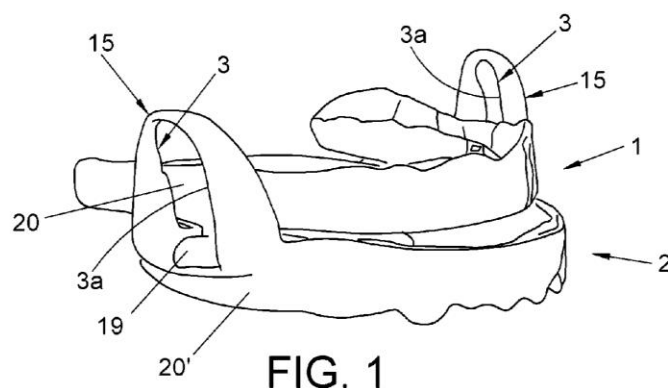


FIG. 1

(57) Abstract: A device manufactured using CAD/CAM, comprising an upper splint (1) with followers (19) and various lower splints (2) including contact surfaces (3a) on which the followers (19) contact, so that on exchanging lower splints for others, according to a manufacturing sequence, they cause different controlled mandibular advancements. The contact surfaces (3a) reproduce a movement from the contact of the followers (19) on said contact surfaces (3a). The device is customised for each patient according to a set of anatomical parameters, and a series of input data measured by doctors, which personalise the device to achieve opening movement with single protrusive advancement in each of the lower splints (2).

WO 2017/149523 A1

## **A.6. Ponencia en congreso internacional: 6th European Conference on Mechanisms Science (EUCOMES 2016)**

Asistencia a la sexta edición del congreso internacional EUCOMES en Nantes. Este congreso está patrocinado por la International Federation for the Promotion of Mechanism and Machine Science (IFTOMM).

En el mismo se presentó la ponencia titulada "WinMecC: Software for the Analysis and Synthesis of Planar Mechanisms" que fue publicado por la editorial Springer en un capítulo del libro titulado "New trends in Mechanisms and Machine Science"(páginas 233-242). Este libro corresponde al volumen 43 de la revista Mechanism and Machine Science. A continuación se incluye una imagen con la primera página de dicho capítulo.





# WinMecC: Software for the Analysis and Synthesis of Planar Mechanisms

Alex Bataller, Antonio Ortiz, Juan Antonio Cabrera,  
Fernando Nadal

**Abstract** Educational and research software for one-degree-of-freedom planar mechanisms has been developed by experts in kinematics and dynamics of mechanisms. This software uses classical MMT knowledge for its analysis module. However, the dimensional synthesis module incorporates a new technique based on Evolutionary Algorithms. WinMecC has a graphical user interface which is intuitive, flexible, powerful as well as easy to use and understand, allowing students and researchers to build their mechanisms virtually in an interactive way, making modifications in real time. The computer program calculates the unknown kinematic and dynamic variables and shows the results by means of numerical results and graphic visualizations.

**Keywords** Educational–research software • Planar mechanisms • Kinematic • Dynamic • Analysis, synthesis, evolutionary algorithms

## 1 Introduction

Every day, computer based simulation and computer aided engineering are more and more demanded as learning and researching tools. Due to that, our research group consisting of university professors has developed this software program. We are looking for active, collaborative and progressive improvements in students' learning process. There are numerous research works on engineering students' need to learn with this kind of simulation tools [1–5] which helps them to develop their self-learning capacities and provides feedback to students on what they are learning, motivating them to go further. These works also inform about the improvement in students' comprehension when teachers use these tools. They also help teachers, providing better metrics for learning and teaching assessment.

---

A. Bataller · A. Ortiz (✉) · J.A. Cabrera · F. Nadal,  
Department of Mechanical Engineering, University of Málaga, C/Doctor Ortiz Ramos s/n.  
Ampliación Campus Teatinos, 29071 Málaga, Spain  
e-mail: aortizf@uma.es

© Springer International Publishing Switzerland 2017  
P. Wenger and P. Flores (eds.), *New Trends in Mechanism and Machine Science*,  
Mechanisms and Machine Science 43, DOI 10.1007/978-3-319-44156-6\_24

233



### **A.7. Ponencia en congreso internacional: XIII Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica (CIBEM 2017)**

Presentación, en el XIII Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, de la ponencia denominada “Síntesis evolutiva de mecanismos aplicada al diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación de los dedos de la mano”.

La ponencia fue publicada en la revista del congreso. A continuación se incluye una imagen con la primera página.



## SÍNTESIS EVOLUTIVA DE MECANISMOS APLICADA AL DISEÑO DE UN EXOESQUELETO PARA LA REHABILITACIÓN DE LOS DEDOS DE LA MANO

**Alex Bataller<sup>1</sup>, Juan Antonio Cabrera<sup>2</sup>, Juan Jesús Castillo<sup>3</sup>, Fernando Nadal<sup>4</sup>**

1. Departamento de Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos, Universidad de Málaga, Málaga, España, email: alex@uma.es
2. Departamento de Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos, Universidad de Málaga, Málaga, España, email: jcabrera@uma.es
3. Departamento de Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos, Universidad de Málaga, Málaga, España, email: juancas@uma.es
4. Departamento de Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos, Universidad de Málaga, Málaga, España, email: fnm@uma.es

### Resumen

El movimiento pasivo es una técnica recomendada para la rehabilitación de ciertas lesiones de los dedos de la mano. Los ejercicios se realizan con ayuda de un fisioterapeuta en sesiones de pocos minutos varias veces al día. En los últimos años se han presentado diversos exoesqueletos para mover los dedos de la mano de forma controlada, que podrían ayudar al fisioterapeuta en esta tarea. Sin embargo, estos dispositivos no se han popularizado, principalmente debido a su complejidad y elevado precio. Esto es debido a que han sido concebidos como dispositivos flexibles que se pueden adaptar a diferentes tareas, aplicando no sólo movimiento pasivo, sino ayudando también al movimiento activo. Para ello, disponen de un elevado número de grados de libertad e incorporan sensores para medir la fuerza realizada por el paciente. En este trabajo se presenta un exoesqueleto desarrollado específicamente para la rehabilitación de los dedos de la mano con movimiento pasivo. El dispositivo es sencillo, económico y fácil de fabricar. La aplicación de técnicas evolutivas de síntesis de mecanismos, permite el diseño personalizado del dispositivo para que reproduzca con precisión el movimiento del dedo de la mano de cada paciente, con un solo grado de libertad. En este trabajo se explica el proceso completo, desde la síntesis del mecanismo adaptado a las características del dedo del paciente, hasta la simulación del resultado y la fabricación del exoesqueleto con una impresora 3D. Según el tipo de lesión, los requerimientos del dispositivo pueden variar, por lo que se proponen distintas soluciones para cada caso.

Palabras claves: exoesqueleto dedo, síntesis de mecanismos, algoritmos evolutivos

## **A.8. Ponencia en congreso internacional: 14th World Sleep Congress**

Asistencia al 14 Congreso Internacional del Sueño celebrado del 7 al 14 de Octubre de 2017 en Praga (República Checa). Este congreso bianual está organizado por la World Sleep Society, sociedad fundada por la World Association of Sleep Medicine y la World Sleep Federation.

Participación en un simposio, con título “Personalization of mandibular advancement devices: digital analysis of the movements achieved and mathematical model for the study of jaw kinematics”, dedicado a la divulgación de las últimas investigaciones en la personalización de los dispositivos de avance mandibular.

Las ponencias del simposio fueron presentadas por el Dr. Javier Vila (Hospital Vall D'Ebron, Barcelona), la Dra. Francesca Milano (Universidad de Bolonia), el Dr. Pedro Mayoral (Universidad Carlos III, Madrid) y el autor de esta Tesis.

La ponencia presentada por este último, denominada “Mathematical model of jaw kinematics and its application to MAD design”, era un resumen del capítulo 6 de esta Tesis.